

# UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)



## TESIS DOCTORAL

**Estudio del ángulo de cono en coronas elaboradas mediante Cad-Cam  
para la consecución de una retención predecible y facultativamente  
reversible en prótesis fija implantosoportada**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**José Luis Antonaya Martín**

Directores

Jaime del Río Highsmith  
Francisco A. García Gómez

**Madrid, 2014**

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGIA**  
**Departamento de Estomatología I**



**ESTUDIO DEL ÁNGULO DE CONO EN  
CORONAS ELABORADAS MEDIANTE  
CAD/CAM PARA LA CONSECUCCIÓN DE  
UNA RETENCIÓN PREDECIBLE Y  
FACULTATIVAMENTE REVERSIBLE  
EN PRÓTESIS FIJA  
IMPLANTOSOPORTADA**

**JOSÉ LUIS ANTONAYA MARTÍN**

**Madrid, 2013**







**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID  
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I  
(PRÓTESIS BUCOFACIAL)**

**ESTUDIO DEL ÁNGULO DE CONO EN  
CORONAS ELABORADAS MEDIANTE  
CAD/CAM PARA LA CONSECUCCIÓN DE  
UNA RETENCIÓN PREDECIBLE Y  
FACULTATIVAMENTE REVERSIBLE  
EN PRÓTESIS FIJA  
IMPLANTOSOPORTADA**

**TESIS DOCTORAL**

**JOSÉ LUIS ANTONAYA MARTIN**

**2013**



# **ESTUDIO DEL ÁNGULO DE CONO EN CORONAS ELABORADAS MEDIANTE CAD/CAM PARA LA CONSECUCCIÓN DE UNA RETENCIÓN PREDECIBLE Y FACULTATIVAMENTE REVERSIBLE EN PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA**

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor en  
Odontología por la Universidad Complutense de Madrid que presenta:

**José Luis Antonaya Martín**

Director:

**Prof. Dr. D. Jaime Del Río Highsmith**

**Catedrático del Departamento de Estomatología I**

**(Prótesis Bucofacial)**

**Facultad de Odontología**

**Universidad Complutense de Madrid**

Co-director:

**Prof. Dr. D. Francisco A. García Gómez**

**Profesor Titular de Prótesis Dental**

**Facultad de Ciencias de la Salud**

**Universidad Rey Juan Carlos**







**A mis padres, José y María Nestora y mis  
hermanos, María, Juan Alberto y Carmen, por  
darme tanto a cambio de tan poco y hacer de mí  
la persona que hoy soy.**

**A mi mujer Ana Isabel, por apoyarme cada día,  
y por supuesto a mis hijas Ana Pilar y Noelia  
que llenan de luz mi vida con sus sonrisas.**





# **AGRADECIMIENTOS**

Al Prof. Dr. D. Jaime del Río Highsmith, Catedrático de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la U.C.M. y director de esta Tesis Doctoral, por transmitirme sus conocimientos, las ganas de aprender y a usar el sentido común, por su predisposición, sus consejos, su amistad y apoyo demostrado durante estos años, tanto en lo profesional como en lo personal.

Al Prof. Dr. D. Francisco A. García Gómez, Profesor Titular de Prótesis Dental de la Facultad de Ciencias de la Salud de U.R.J.C. y co-director de esta tesis, por colaborar en este trabajo de investigación dando todo su apoyo para llegar a buen fin.

A George Cabanas, R&D Director de Nemotec y Presidente de Internacional Dental 2007, por confiar en mí y en este proyecto, así como en futuros dentro de esta línea de investigación, sin olvidar por su dedicación, consejos y claras explicaciones de conceptos de ingeniería que desconocía por completo.

A Liviu Mihai Sin, miembro del Departamento de Ingeniería de Nemotec, por el trabajo prestado en el diseño y estrategia de mecanizado de los pilares y cofias del presente estudio, así como por su disposición a explicar y aclarar dudas que aparecían de temas no odontológicos.

Al Dr. D. Alberto Cervera Sabater, presidente de Euroortodoncia S.L., por su disposición en cuanto a infraestructuras y conocimientos, sus observaciones y sugerencias que fueron decisivas para el desarrollo de esta investigación y siempre de una forma completamente desinteresada.

A Ignacio García Blas miembro del Departamento de Ingeniería de Euroortodoncia S.L. por su colaboración en el ensayo con la máquina tipo Instrom.

A José Manuel García de Cecilia, Estadístico y Director de 3Datos, por su colaboración realizando la estadística de esta investigación y su ayuda a la hora de interpretar los resultados obtenidos de una forma clara.

A Lorenzo del Río Highsmith, técnico de laboratorio, por darme consejos técnicos prácticos para el diseño de las probetas, siempre de forma altruista y desinteresada.

A todos los compañeros y profesores del Departamento de Prótesis de la UCM por la oportunidad que me han dado de poder colaborar con ellos todos estos años y hacerme crecer como persona y como profesional.

A Internacional Dental 2007 S.L., por confiar en este proyecto y no sólo otorgarme una beca vía artículo 83, sino también por poner a mi disposición todas sus infraestructuras y medios para llevarlo a cabo.

Finalmente quería destacar la importancia tanto del apoyo a la investigación independiente en el ámbito universitario mediante medios económicos e infraestructuras por parte de organismos oficiales públicos o privados, como de inculcar el interés a los alumnos por querer saber el por qué de las cosas y descubrir otras nuevas, porque sin ellos no sería posible.





# ÍNDICE



<b>CONTENIDOS</b>	<b>PÁGINAS</b>
SUMMARY	9
1. INTRODUCCIÓN	19
1.1. PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA	22
1.2. DOBLES CORONAS.	25
1.2.1. GENERALIDADES	26
1.2.2. TEORÍA DEL MECANISMO DE FUNCIONAMIENTO	27
1.2.3. TÉCNICA DE LABORATORIO	31
<i>Técnica de galvanoformación</i>	31
<i>Técnica de colado</i>	34
1.3. SISTEMAS CAD/CAM	36
2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	41
3. HIPÓTESIS DE TRABAJO	45
4. MATERIAL Y MÉTODO	49
4.1. FABRICACIÓN DEL SOPORTE	51
4.2. DISEÑO DE LAS PROBETAS	53
4.2.1. DISEÑO DEL PILAR CÓNICO (ELEMENTO PRIMARIO)	54
4.2.2. DISEÑO DE LA COFIA (ELEMENTO SECUNDARIO)	59
4.3. ESTRATEGIA DE FRESADO (CAM) DE LAS PROBETAS	64
4.3.1. CAM PILARES	65
4.3.2. CAM COFIAS	69
4.4. MECANIZADO DE LAS PROBETAS	72
4.5. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE RETENCIÓN	75
4.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	79
5. RESULTADOS	81
5.1. FUERZA DE RETENCIÓN EN FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE CONO	83
5.2. MODELOS DE PREDICCIÓN PROMEDIO	94
5.2.1. MODELO DE PREDICCIÓN DE FUERZA DE RETENCIÓN DESDE EL ÁNGULO DE CONO	95



5.2.2. <i>MODELO DE PREDICCIÓN DEL ÁNGULO DE CONO DESDE FUERZA DE RETENCIÓN</i>	97
5.3. <i>MODELOS DE PREDICCIÓN EN PROBETA</i>	98
5.3.1. <i>MODELO DE PREDICCIÓN DE FUERZA DE RETENCIÓN DESDE EL ÁNGULO DE CONO</i>	99
5.3.2. <i>MODELO DE PREDICCIÓN DEL ÁNGULO DE CONO DESDE FUERZA DE RETENCIÓN PROMEDIO</i>	101
6. <i>DISCUSIÓN</i>	103
6.1. <i>INFLUENCIA DEL ÁNGULO DE CONO EN LA FUERZA DE RETENCIÓN</i>	106
6.2. <i>MODELOS PREDICTIVOS PROMEDIO.</i>	110
6.3. <i>PROPOSICIÓN DEL ÁNGULO DE CONO PARA LA CONFECCIÓN DE UNA PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA</i>	112
6.4. <i>DISEÑO DE LOS ELEMENTOS DE ANCLAJE DE LAS CORONAS DOBLES</i>	116
6.5. <i>LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN</i>	125
7. <i>CONCLUSIONES</i>	129
8. <i>BIBLIOGRAFÍA</i>	133
<i>ANEXOS (en orden de aparición):</i>	141
Calibración fresadoras.	
Calibración máquina de ensayos.	
Resultados máquina de ensayos.	
Ejemplos modelos de predicción promedio.	
Contrato y resolución Art. 83.	





## **SUMMARY**

### **INTRODUCTION**

Owing to their high success rate, particularly when correctly programmed, osseointegrated dental implants are extensively used in dental practice today. Essentially two types of fixed implant-supported prosthesis can be defined: cement- and screw-retained. Both have advantages and drawbacks and consequently are recommended for different purposes. The enormous advantage of screw-retained prostheses is that they can be readily removed. Therefore, with screw-retained prosthesis, the alveolar edge and big disparities can be corrected, and restorations can be positioned in reduced prosthetic spaces where cement would prevent the correct settling of the restoration, even more, the invasion of the peri-implant tissue, leading to mucositis or peri-implantitis. Conversely, cement-retained prostheses, allow better passive adjustment, better axial load distribution and consequently better occlusion, more aesthetic results, less prosthesis loosening and breakage, lower cost and simpler laboratory procedures. These circumstances have driven the pursuit of restorations able to combine the advantages of both, the result of which has been the development of cement-screw-retained and transverse screw-retained solutions, along with any number of imaginative variations on those themes. Double crowns, in turn, which could combine the strong points of all these approaches, have been used in tooth-supported prostheses for over a century and more recently in removable implant-supported prostheses. This type of restorations consists of a primary and a secondary anchorage, which together generate mechanical friction. They are often classified by geometry, into telescopic (cylindrical) or conic.

The first reference to double crowns is attributed to Starr in 1886, although it was not until 1929 that Häulp described the principles of the telescopic system and Böttger put it into practice in the laboratory. Many authors subsequently attested to the efficacy and advantages of the system and its good long-term prognosis.

Retention in double crown systems depends on physical-mechanical factors such as friction between the retaining surfaces, moist, metallic surface adherence, negative pressure, and technical factors of the design such as the cone angle, height and number of abutments, materials used, insertion-removal cycles and chewing loads. In telescopic

crowns the retention elements or anchors work on the piston and cylinder principle, i.e., they have two sliding tubes, one inside the other, which when opening and closing are in close and continuous contact, ensuring adherence.

In conic crowns by contrast, the surfaces are only in contact at the end of the piece, where retention is concentrated. Retention strength depends on the cone angle: the smaller the angle, the greater is adherence. In both types of double crowns, tolerance is an important consideration to ensure that the secondary element slides smoothly onto the primary element.

Double crowns may be electroformed, using gold essentially, which affords very precise internal fitting, or conventional non-precious metals. The latter calls for secondary retention elements to compensate for the scant static friction generated.

A number of authors have studied the use of new and constantly improving CAD/CAM technologies to fabricate double crowns, which provide high precision and an excellent fit. Such technologies contribute to standardization of protocols, ensuring higher and constant quality and lowering costs, as in any other industrial process. This technology involves scanning, computer-assisted design, computer assisted milling strategy, and fabrication of restorations. With this system, the restoration is designed not around a traditional cast but a virtual three-dimensional model. The milling strategy is then defined and implemented. One of the many materials used with these techniques is titanium, whose high bio-compatibility and other properties make it particularly apt for use in dentistry.

## **AIMS**

The aim of the present study is to investigate a new CAD/CAM system for the design and fabrication of double crowns to produce an optionally removable, fixed implant-supported, cement- and screw-free prosthesis.

Specifically, comparing the retention strength of conic crowns CAD/CAM-designed and fabricated in fixed implant-supported prosthesis, with different cone angles; building models to predict retention from cone angle and vice-versa in such crowns; proposing a cone angle able to deliver predictable and optionally reversible

retention strength; and initiating a line of research on implant-supported conic crown systems.

## MATERIALS AND METHODS

First of all a CAD/CAM replica of a support owned by the Complutense University of Madrid's Faculty of Dentistry (Maxillofacial Prosthesis Department), comprising five outer hex Branemark-type connections was fabricated. Eight specimens were subsequently designed with cone angles of 1 to 8°, using Rhinoceros 5.0 design software (McNeel & Associates, USA). All the specimens were identical except for the cone angle, the only variable studied. All the abutments were 7 mm high: 4 mm in the cone per se plus 3 mm at the base to attach the element to the milling unit. The interface between the occlusal surface and the lateral walls was rounded with a 0.05-mm radius, generating a knife-edge finish line. The copings, in turn, were 0.2 mm thick and likewise 7 mm high: 4 mm to fit over the conic part of the abutment plus 3 mm for the "T") (3x10x4 mm) for the clinical pull-out trials. Both elements were designed to ensure close contact along the entire interface, disregarding milling tolerances except as related to abutment rounding.

In the next step, with CAM Sum3D Dental 2011 software (CIM System, Italy) running on the computer and after selecting a type V 98x10-mm titanium milling block (Zenotec Ti Disc, Wieland Dental, Germany), the CAD-generated STL file was imported and applied to the block. The position of the sprues, the burring machine (C20U, Hermle, Germany), the burs and the strategy for milling copings and abutments were then defined. The above data were used to engineer the piece and develop a burring programme which, after computer simulation, was exported to the burring machine driver for milling. The block holding the five abutments or copings with the same cone angle was then removed from the machine and subsequently separated from the abutments/copings by hand, while the sprues and the remainings polishing. Five specimens were prepared for each cone angle, for a total of 40 double crown system abutments and 40 copings.

Retention strength was measured on a Zwick/Roell BT1-FR2.5TS.D14 testing frame connected to a computer running manufacturer software. The parameter measured was failure strength, i.e., the force needed to separate the coping from the abutment and reduce the adherence between the two surfaces to nought. Before proceeding with the

trials, a self-centring stainless steel tool was made that could be attached to both the hook on the strength sensor and the “T” on the copings. The support was positioned on the test frame and secured to the clamp with a long steel screw. The pull-out test software was configured to a pre-load of 0.5 N and a speed of 1 mm/min. The same start position was defined for all measurements. The abutments were bolted one by one to the support with a 1.20-mm hexagonal titanium screw (GTMedical, Spain) at a torque of 20 N. A separate screw was used for each sub-set of cone angles. The coping was then fitted tightly onto the abutment and loaded to 30 N. The pulling tool was positioned on the sensor, which was set to zero, and the trial began. The failure strength, recorded in newton, was defined as the force required to pull the two elements apart. The test was run five times on each specimen. All the measurements were made on the same day at the same temperature and humidity and by the same operator.

IBM SPSS Statistics 20 software was used for the statistical analysis. The statistical tools and techniques used were: classical exploratory and descriptive analyses of the quantitative variables, including goodness of fit to the Gauss curve (Kolmogorov-Smirnov when  $n > 50$  and Shapiro-Wilk when  $n < 50$ ) and box diagrams for detecting outliers; analysis of variance tests: Anova followed by Tukey multiple contrast; and estimates of linear, quadratic, cubic and logarithmic regression models, calculating  $R^2$  parameters and goodness of fit.

## RESULTS

The study consisted of a single categorical variable with five levels, i.e., the specimen number in each cone angle sub-set, and two quantitative variables: the independent variable was the cone angles studied, while the dependent variable was the retention strength found in each test.

The population consisted of a total of 200 measurements: five measurements per specimen times five specimens per cone angle times eight cone angles.

The first part of the statistical analysis compared the findings for the five specimens in each sub-set of cone angles. A predictive model could not be built with all the data ( $N=200$ ) because many of the measurements in each sub-set were repetitions (five tests per specimen). The aim in this first part of the analysis was, therefore, to

determine whether each cone angle could be matched to a single retention strength or whether more than one would have to be used to enhance the reliability of a future model by minimising possible estimation errors.

For this comparison, the dependent variable was defined to be the strength value and the independent variable the specimen number within the cone angle sub-set (five categories per angle). The statistical technique best suited to such circumstances is type I (or fixed-effect) analysis of variance (ANOVA), supplemented with a subsequent multiple contrast test. Tukey, one of the most popular such procedures, was used here.

Prior to applying this technique, the dependent variable must be explored and descriptively analysed to ascertain the existence or otherwise of outliers and the goodness of fit to the Gauss curve. That preliminary analysis was conducted on all the values as a whole as well as on each sub-set.

The results exhibited visible positive asymmetry ( $As=1.220$ ) with most of the data points concentrating around low values. As a result, the small number of values on the upper end behaved like outliers. They were not disregarded, however, because they were the findings for the last specimens in the smallest cone angle sub-set and hence indispensable for this study. According to the Kolmogorov-Smirnov test, the aforementioned degree of asymmetry denoted a significant deviation ( $p<0.001$ ) from the Gauss curve. The strength variable, with a mean of  $89.65 \text{ N} \pm 70.21 \text{ N}$  (s.d.), ranged in value from 15.4 to 313.0 N.

The inference drawn from the analysis of the sub-sets was that system retention strength increased with declining cone angle. Moreover, since more than one retention strength value could be attributed to sub-sets where the raw data for the five specimens could not be pooled, predictive models should be developed depending on the existence, on the significant differences among specimens. The mean retention strength values found, in descending order of cone angle, were as follows: 8° angle: 21.02 N; 7° angle: 23.16, 28 and 36.40 N; 6° angle: 40.46 N; 5° angle: 66.36 N; 4° angle: 61.23 and 76.12 N; 3° angle: 93.44, 103.21, and 112.04 N; 2° angle: 154.20 N; and 1° angle: 204.74, 261 and 293.40 N.

Secondly, the aim was to build models to predict the mean retention strength from the cone angle as well as the cone angle from the mean retention strength.



To that end, several options were tested, beginning with a simple linear regression model and moving on to non-linear models in pursuit of the best fit, to minimise estimation/prediction errors.

Prior to proceeding to regression analysis, a scatter diagram was plotted with the value pairs. Simple visual inspection of the diagram revealed that the variables were inversely related, i.e., higher values of one were associated with lower values of the other. The diagram also revealed that the values were intensely or very intensely related, judging from the proximity of the points to one another in each point cluster. Lastly, the data point pattern was clearly more non-linear than linear, as subsequently proven by analysis of the degree of fit of the empirical data to the models.

The model for predicting retention strength from the cone angle showed that although the linear fit was reasonably acceptable (0.796), the value was lower than obtained for the non-linear models, confirming the aforementioned visual impression. While the degree of fit was very good ( $>0.900$ ) for all the non-linear models, the best fit was found for the exponential regression model, which yielded a value of 97.2 %.

The model to predict the cone angle from retention strength was built as the reverse of the model described above. Given that both described the same relationship, the linear model showed the same degree of fit, which was likewise lower than the values found for the non-linear models ( $>0.900$ ). The best fit was afforded by the cubic model, which explained 98 % of the variability.

## **DISCUSSION**

These findings, within the limitations of an in vitro study, were regarded as highly promising, particularly in light of the paucity of papers on the design and performance of double system crowns. Most of the papers on the subject are reports of clinical cases of scant scientific value. The problem that arises when comparing different authors' results is the diversity of the methodology applied. Materials, designs, techniques, measuring apparatus and others vary significantly from one study to the next. The fact that most of these studies refer to tooth-supported crowns adds to the complexity and makes it practically impossible to compare quality or draw conclusions. All the previous literature on implants, in turn, focuses on removable implant-supported prostheses, whereas the present study was conducted on fixed prostheses.

Others authors consistently observed that smaller cone angles yield higher retention strength. Cone angle, then, is one of the parameters affecting such strength, along with abutment height, the existence of occlusal space, surface roughness, coping thickness, the material used, the initial load and the insertion/removal cycle. Most of these factors are related to retention element design, although electroforming technology would appear to be more suitable than casting, which generally calls for secondary retention elements. With the design and technique used in the present study, the findings appear to follow a non-linear pattern very similar to the model described in Körber's classic studies, whose strength values were nonetheless lower than observed here for all the cone angles studied. Comparisons to other studies yielded similar results. The sole paper reporting findings that concurred with the present results was authored by Sakai, who observed retention strengths of up to 27.7 N with a 6° cone angle, 38 N with a 5° angle and 58 N with a 4° angle. Güngör, Beuer, Shimakura and Bayer, however, reported very different values. Regardless of the methodology used, all these authors showed that cone angle was inversely related to retention strength, although the actual relationships were scantily predictable.

Another objective sought here was to ascertain whether the findings could be used to develop predictive models to correlate retention strength to a given cone angle, and vice-versa. Consequently, two models or formulas were developed from the empirical data, one for each type of prediction. The findings showed that if a 6° cone angle is used, the design strength that can be expected is 39 N, and if the strength required is 76 N, a 4° cone angle is needed. These models will contribute to standardising and protocolising CAD/CAM restoration fabrication and to determining the cone angle needed to attain a given strength objective. They will make it possible as well to propose an angle with which to obtain predictable retention strength and optional reversibility based on retention study findings for removable dentures and fixed cement-retained implant-supported prostheses.

The retention strength values found in the literature on dentures and implant-supported restorations with different anchorage systems varied widely from one study to the next and one type of anchorages to another, ranging from 7 to 55 N. Studies focusing on provisional and semi-permanent solutions with cement-retained, implant-supported restorations using different cements were also analysed, since the object of the present study was reversibility. Here, as in the review of studies on dentures,

retention strength was observed to fluctuate widely, from 4 to 77 N. Pooling all these results and given that the aim was to achieve predictable retention for “ideal” values of 40 to 80 N, cone angles of 4, 5 or 6 degrees would be needed. This wide margin is important, inasmuch as the degree of reversibility depends on the intended use: either for removal by patients in their homes for proper oral hygiene, which would call for lower retention strength, or by professionals in a clinical setting for maintenance and revision, in which case strength would have to be higher.

The design of the retention elements in double crowns is of vital importance for achieving satisfactory results. In this study, great care was taken to ensure meticulous design and, of course, to verify end product conformity to the computer design. However as the technique do not include a subsequent polishing, the authors were aware from the outset that neither close contact between the surfaces nor a one hundred-per cent satisfactory marginal fit would be attained in light of milling tolerance and highly polished surface requirements. Nonetheless, when these parameters were observed under the microscope, they were found to deviate surprisingly little from the design. Some minimal modifications could be considered, but along these same lines. This line of work holds out enormous potential for future research. The areas that could be explored as a logical outcome of the present study include the effect of different abutment heights and cone angles on retention strength, the analysis of structures with two or more abutments, possible materials for structures, aesthetic overlays, effect of the initial load on retention, study of long-term retention after insertion-removal cycles and many others.

## **CONCLUSIONS**

On the grounds of the present findings, and given the limitations inherent in the present in vitro study, the conclusions drawn were as follows: in conic crowns CAD/CAM-designed and fabricated in fixed implant-supported prostheses, the smaller the cone angle, the higher is retention strength; predictive models can be developed to obtain cone angle from retention strength and vice-versa; an ideal range can be proposed for cone angles and therefore for the related strength; and lastly, this study initiates a promising line of research on implant-supported conic crown systems.





# **1. INTRODUCCIÓN**



## 1. **INTRODUCCIÓN**

No hay duda hoy en día que los implantes dentales osteointegrados suponen una alternativa terapéutica con una alta tasa de éxito y predictibilidad a largo plazo a la hora de rehabilitar nuestros pacientes, parcial o totalmente desdentados<sup>1-5</sup>. El estudio y planificación individualizado de cada caso nos indicará o no la colocación de los implantes y el tipo de rehabilitación protésica que posteriormente se realizará<sup>1,5,6</sup>.

Cuando el prostodoncista recibe un paciente para rehabilitar unos implantes, siguiendo los conceptos de carga convencional y respetando los tiempos de osteointegración propios del maxilar y la mandíbula, deberá realizar un protocolo que confirme que los implantes están correctamente osteointegrados y que son aptos para cargar. Es entonces cuando deberemos continuar con la fase restauradora acorde a nuestra planificación previa a la colocación de los implantes<sup>1,5,6</sup>.

En prótesis sobre implantes existen dos tipos de prótesis: implantosoportada e implantorretenida. En la primera, los implantes nos aportan retención, estabilidad y soporte, mientras que en la segunda, sólo nos ofrecen retención. Dentro de la prótesis implantosoportada podemos elegir entre una restauración fija o una removible. Los criterios de selección del tipo de prótesis son varios y entre ellos podemos mencionar la cantidad de reabsorción alveolar que presenta el paciente, en otras palabras, si debemos reponer corona clínica o también proceso alveolar que dé soporte a los tejidos blandos peribucal, la dirección de los implantes, condicionantes higiénicos y estéticos, entre otros. La planificación será clave para lograr el éxito de nuestro tratamiento restaurador<sup>5,6</sup>.



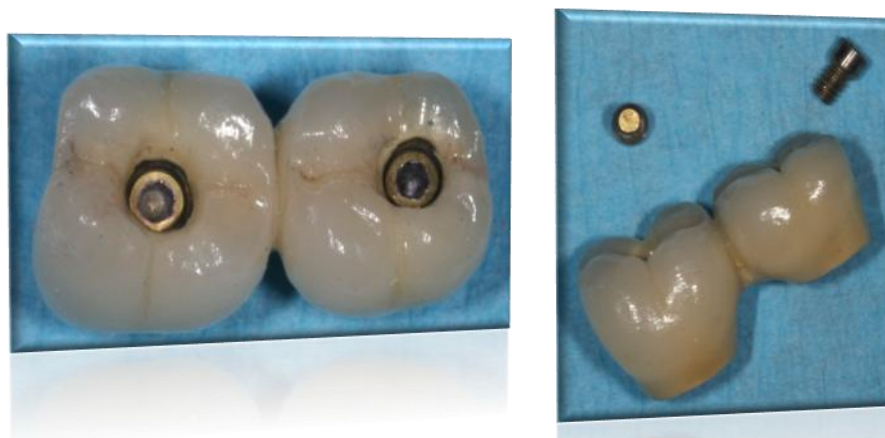
## 1.1. PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA

Actualmente en prótesis fija implantosoportada se realizan, principalmente, dos tipos de restauraciones: cementada y atornillada. Cada una de ellas presenta una serie de ventajas e inconvenientes<sup>8-15</sup> (Tabla 1).

**TABLA 1. VENTAJAS /INCONVENIENTES CEMENTADA-ATORNILLADA**

<b>PRÓTESIS CEMENTADA</b>	<b>PRÓTESIS ATORNILLADA</b>
<i>AJUSTE PASIVO</i>	<i>RETIRABILIDAD</i>
<i>OCCLUSIÓN</i>	<i>REPOSICIÓN REBORDE ALVEOLAR</i>
<i>CARGA AXIAL</i>	<i>CORRECCIÓN DISPARALELISMO</i>
<i>ESTÉTICA</i>	<i>ASUSENCIA DE CEMENTO EN SURCO</i>
<i>TÉCNICA DE LABORATORIO</i>	<i>ESPACIO PROTÉSICO MENOR</i>
<i>COSTE</i>	
<i>MENOR AFLOJAMIENTO TORNILLOS</i>	
<i>MENOR POSIBILIDAD FRACTURA</i>	

La prótesis atornillada (Fig. 1) es preferida por gran cantidad de clínicos por la indudable ventaja que supone su fácil recuperabilidad, frente a lo impredecible que puede suponer retirar una prótesis cementada, en la cual la retención va a depender de un cemento que no controlamos y no de un tornillo al que se tiene fácil acceso. Esto facilita la solución de posibles problemas que hayan podido acontecer<sup>15</sup>. Sin embargo, también es cierto que el aflojamiento de tornillos y la fractura de los mismos es más frecuente, entre un 10-56%, que en las prótesis cementadas, debido a la relajación de tensión por un cambio permanente de la longitud del tornillo o al autoaflojamiento por compresión de los elementos retenidos<sup>9</sup>. En cuanto a este factor, también hay que recordar que el uso de cementos provisionales, semipermeables y/o la posibilidad de dejar una muesca en una zona no estética (lingual o palatino) para alojar la punta del levantapuentes, facilita en gran medida la retirada de una prótesis cementada, aunque de una forma poco predecible<sup>8,9</sup>.



**FIGURA 1. Detalle prótesis fija implantosoportada atornillada.**

Otras dos ventajas de la prótesis atornillada, en relación con la ausencia de un agente cementante es que éste, en muchas ocasiones, puede impedir el correcto asentamiento de la restauración en el pilar protésico por la presión hidrostática o puede invadir el espacio biológico del implante con las posibles consecuencias que puede acarrear, como la aparición de mucositis u osteítis periimplantaria (periimplantitis), patologías que podrían suponer el fracaso del implante si no fuera tratado a tiempo y eliminada la causa<sup>9,14,15</sup>.

Por otro lado, la prótesis atornillada permite una retención fiable, incluso cuando los componentes protésicos son de dimensiones pequeñas, importante cuando el espacio protésico es insuficiente como para realizar una prótesis cementada, la cual necesita una altura mínima del pilar de 4 mm, para poder ofrecer una retención adecuada<sup>8-11</sup>.

En cuanto a la dirección y angulación de los implantes, si éstas fueran muy desfavorables, la única solución posible sería la prótesis atornillada<sup>8-10</sup>, aun cuando hoy en día se pueden hacer pilares individualizados angulados con los modernos sistemas de diseño y mecanizado asistidos por ordenador. En este apartado conviene volver a recalcar la importancia de una correcta planificación y el uso de guías quirúrgicas para evitar casos que condicionen nuestra rehabilitación.

Sin embargo, con una prótesis cementada (Fig. 2) se consigue un mejor ajuste pasivo que con una prótesis atornillada<sup>8-11</sup>. Aunque el proceso de elaboración sea similar en los dos tipos de restauraciones, en el caso de que exista un desajuste entre la estructura y el pilar en una cementada, el cemento compensará ese pequeño espacio (gap), mientras que en una atornillada éste supondrá una tensión en el pilar o cabeza del

implante, que afectará al hueso marginal de la fijación, así como a la resistencia de los componentes protésicos<sup>9</sup>. Mayor será el problema cuanto mayor sea el número de implantes a restaurar, ya que será aún más difícil conseguir un ajuste perfecto por los errores que se van sumando en las distintas fases clínicas y de laboratorio.



**FIGURA 2. Detalle de una prótesis fija implantosoportada cementada.**

Otra ventaja que ofrecen es una mejor estética, ya que la emergencia del tornillo de la atornillada será visible y más aún cuando la dirección del implante sea más vestibular. Este acceso al tornillo, el cual supone alrededor de un 30% de la superficie oclusal, será también una zona débil del recubrimiento estético, lo que conlleva un mayor riesgo de fractura del mismo<sup>13-15</sup> y podrá suponer un problema a la hora de conseguir la oclusión deseada. Del mismo modo, este orificio de entrada del tornillo complica la estabilidad oclusal y la transmisión axial de las cargas<sup>8-12</sup>.

Otra complicación de la prótesis atornillada es el fracaso por fatiga de los componentes protésicos, pues el pequeño diámetro del tornillo de la prótesis supone una reducción de su resistencia a largo plazo, aunque es algo que según Ongthiemsak, cada vez es menos frecuente con las conexiones internas cónicas que existen a día de hoy en el mercado<sup>9</sup>.

Tras estudiar las ventajas e inconvenientes que presenta cada una de las prótesis fijas implantosoportada, el profesional debe ser capaz de saber cual es la más indicada para cada caso (Tabla 2).

TABLA 2. INDICACIONES PRÓTESIS CEMENTADA-ATORNILLADA

PRÓTESIS CEMENTADA	PRÓTESIS ATORNILLADA
<i>Prótesis de elección</i>	<i>Espacio protésico reducido (oclusal y mesiodistal)</i>
	<i>Disparalelismo importante</i>
	<i>Profundidad de sondaje &gt; 3mm</i>
	<i>Razones estratégicas</i>
	<i>Implantes cigomáticos, All on 4</i>

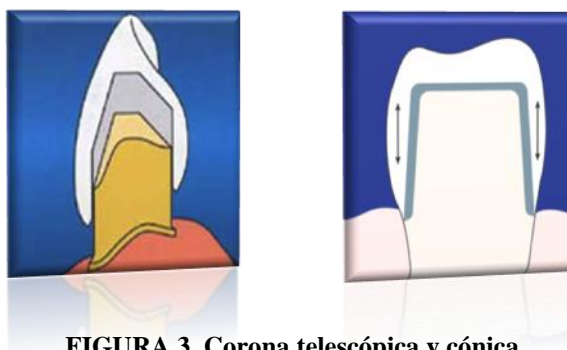
Analizando las ventajas e inconvenientes de ambos tipos de prótesis implantosoportadas, han aparecido diseños que suman características de ambos, como las prótesis cemento-atornilladas<sup>16,17</sup> o las atornilladas mediante un tornillo transversal por lingual o palatino<sup>18,19</sup> y otras modificaciones<sup>20</sup>. Pero posiblemente el tipo de prótesis que aúna todas las ventajas y presenta pocos inconvenientes, sean las dobles coronas, las cuales engloban a la prótesis telescópica y las coronas cónicas. Este sistema se lleva aplicando en prótesis convencional dentosoportada durante más de un siglo<sup>21-24</sup> y por supuesto, se ha aplicado ya a la prótesis implantosoportada, pero hasta el momento sólo en prótesis removibles<sup>25-31</sup>.

## 1.2 DOBLES CORONAS

En el concepto tradicional de la prótesis telescópica y las coronas cónicas la característica común es la constitución de dos unidades distintas concéntricas, donde la primera unidad o anclaje primario (cofia telescópica) va cementada al diente, y la segunda unidad o anclaje secundario (corona telescópica) constituye la supraestructura y es la base del recubrimiento estético, formando ambas unidades una unidad funcional que constituye un sistema de fricción mecánico.

Las coronas dobles se dividen en función de las formas geométricas que presenten en dos tipos: telescópica y cónica (Fig. 3). La primera se caracteriza por presentar paredes completamente paralelas entre sí, por lo que existe un contacto íntimo entre superficies en todo el recorrido. La segunda, por el contrario presenta una forma

truncocónica, entrando las superficies en contacto, solamente al final del recorrido, es decir, en el margen, lugar donde este sistema nos da la retención.



**FIGURA 3. Corona telescópica y cónica.**

### **1.2.1. GENERALIDADES**

La primera referencia sobre coronas dobles se remonta a 1886, cuando el odontólogo americano Starr describió un puente removible en que los pilares estaban recubiertos por unos casquetes cilíndricos. Pero no fue hasta 1929 cuando Häulp describió por primera vez los principios del sistema telescópico y más tarde Böttger implementó la transformación de este sistema en los tratamientos odontológicos y en procesos de laboratorio. Sobre este tema publicó en 1960 el libro *Das Teleskopsystem in der zahnärztlichen Prothetik* (El sistema telescópico en la prótesis dental). Años más tarde y en colaboración con el protésico dental Gründler publicaron un trabajo de referencia en esta técnica: *Die Praxis des Teleskop Systems* (La práctica del sistema telescópico), convirtiéndose en los padres de la prótesis telescópica<sup>29,32</sup>.

La predictibilidad y la eficacia de este tipo de prótesis ha quedado demostrada por autores como Spiekerman, Shillinburg, Minagi, Langer, Castellani y Hochman entre otros, coincidiendo todos ellos en que es el sistema más eficaz de retenedores directos, al no precisar dispositivos adicionales de retención, es un sistema que transfiere las fuerzas oclusales a través del eje axial del pilar, minimizando así las cargas en pilares y bases protésicas, permiten diseños periodontalmente más adecuados, respetando espacios biológicos, facilita enormemente la higiene al ser fácilmente retirables, permitiendo el control periodontal de los pilares y se consigue una correcta estética, así como aumentar el confort del paciente, el cual tiene la impresión subjetiva de llevar una prótesis fija<sup>33,34</sup>.

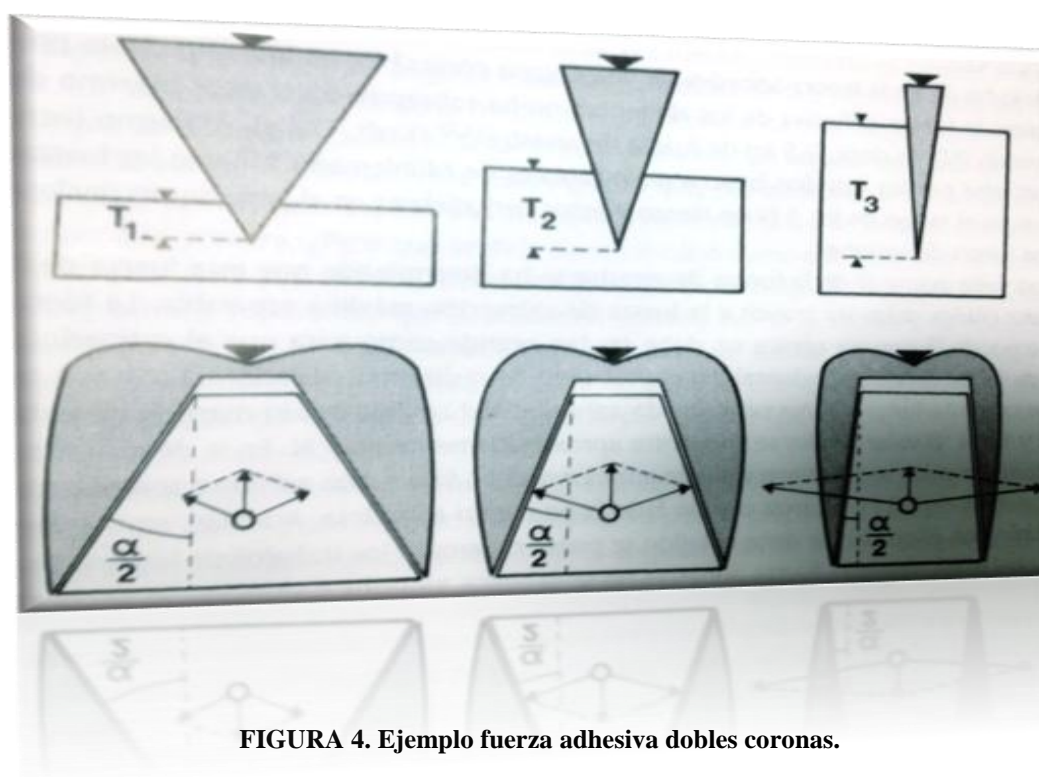
### **1.2.2. TEORÍA DEL MECANISMO DE FUNCIONAMIENTO**

La retención de este tipo de prótesis depende de factores físico-mecánicos como la fricción producida por el roce de las paredes perfectamente superpuestas, que se desliza una sobre la otra; la adhesión resultante de la unión íntima de las superficies metálicas húmedas en contacto y la presión negativa o succión, que sucede al separar dos superficies que están en contacto íntimo. Depende también de factores técnicos como el diseño del elemento primario, donde influye el ángulo de cono, la altura y número de pilares; la sinergia del metal empleado, que determina la unión por presión de las superficies de contacto produciéndose una soldadura en frío puntual y el grado de pulido de la superficie<sup>28,32</sup>. Otros factores que influyen en la retención son el roce y micromovimientos producidos por los ciclos de inserción/desinserción, que conducen a la fatiga y desgaste del material, dando lugar a una pérdida sustancial de la misma y precisando en muchas ocasiones, elementos secundarios de retención adicionales<sup>22,32-37</sup>.

Los elementos de retención, en función de la técnica de fabricación, de las fuerzas de desinserción y de la carga a la que se someten, oponen una resistencia, lo que supone que ofrecen al conjunto no sólo soporte, sino también retención. Estos elementos, llamados anclajes, funcionan según el principio vástago-cilindro, es decir, que dos tubos deslizables, encajados el uno en el otro, al abrirse y cerrarse siempre están en contacto íntimo debido a la superficie cilíndrica, proporcionando una adherencia de ambas. Realmente en la prótesis telescópica no sucede tal cual, ya que lo que se produce es una fricción, un roce, una resistencia que se origina por el contacto de las superficies en contacto. En prótesis removibles, por lo tanto en el concepto básico de la prótesis telescópica, tienen que darse dos propiedades contradictorias, es decir, por un lado debe producirse una unión mecánica que aporte retención, pero por el otro el paciente la debe y puede extraer y colocar fácilmente. En este punto se debe introducir el término de rango de tolerancia para las coronas telescópicas de fricción de paredes paralelas, el cual es de 9 micras, precisión que debe tener la técnica de colado para que el sistema funcione sin hacer ningún tipo de repasado manual. Como es lógico es muy difícil por no decir imposible trabajar con esa precisión, ya que podrían darse dos casos, uno que fuera tal la relación entre paredes que una vez introducido un elemento en otro fuera imposible de retirar o por el lado contrario, que no hubiera tal contacto y por lo tanto, no existiera retención por fricción<sup>32</sup>.

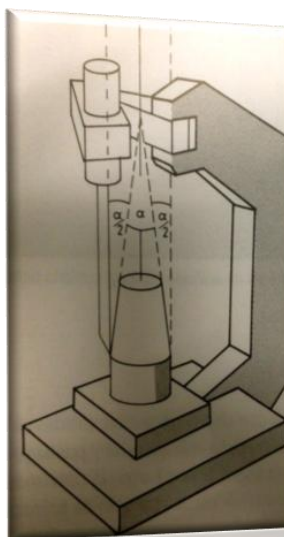
En cuanto a las coronas cónicas, tenemos que empezar hablando de Körber y su libro *Konuskronen*. El objetivo original de la corona cónica era excluir la coincidencia en la adherencia de las coronas telescópicas y hoy día es el único elemento de soporte y retención que se deja calcular de forma física y que permite predeterminar la fuerza adhesiva deseada y siempre reproducible. Podemos definir la corona cónica como la doble corona con paredes cónicas y cubierta oclusal lisa.

Para entender el mecanismo de la fuerza adhesiva del sistema de coronas cónicas se puede utilizar el siguiente ejemplo. Si se intenta golpear con la misma fuerza tres cuñas con diferentes ángulos de cono sobre una base, se puede apreciar que la cuña con menor ángulo penetra más, pero a su vez es la que cuesta más retirar. Lo contrario sucede con la cuña de mayor ángulo de cono. Con esto podemos afirmar que a menor ángulo de cono mayor adherencia<sup>32</sup> (Fig. 4).



¿Pero qué es el ángulo de cono? En la conometría se diferencia entre el ángulo de cono o de elaboración y el ángulo de conicidad. El primero es la mitad del ángulo de conicidad. El cono se mide tomando el eje perpendicular a la base y la superficie de

referencia. Como ejemplo podemos imaginar un cono de  $12^\circ$  donde cada una de las caras opuestas tendría una inclinación de  $6^\circ$ <sup>32, 38,39</sup>(Fig. 5).

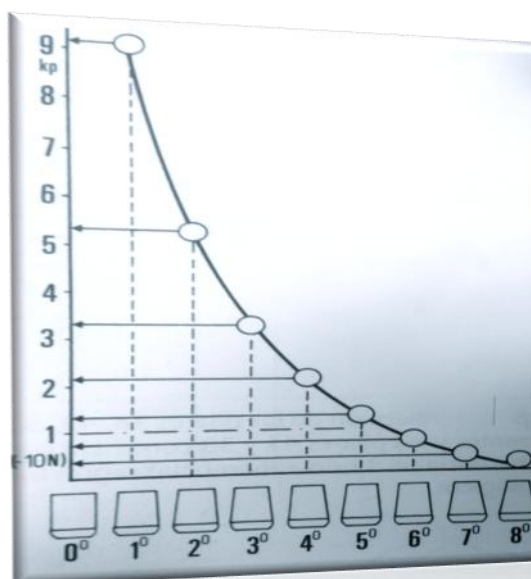


**FIGURA 5. Ángulo de cono o ángulo de trabajo.**

En una corona cónica, y hablando ahora del concepto clásico sobre dientes, la fuerza de retención debe oscilar los 7 Newton. Esta fuerza es mayor que la fuerza adhesiva de los alimentos, valorada en 5 Newton (0,5kg de fuerza de arrastre) sin presentar efectos perjudiciales en el ligamento periodontal, el cual soporta 9 Newton en sentido vertical, límite de las fibras de Sharpey<sup>32,38</sup>.

Teniendo en cuenta estos valores se han realizado estudios para calcular el ángulo de cono ideal que nos ofrezca dicha retención. Para ello se analizaron piezas de  $1^\circ$  a  $9^\circ$  de ángulo de cono y se midió la retención. Se apreció que a mayor ángulo, mayor resistencia a la desinserción, siendo necesaria, en el caso de las piezas de  $1^\circ$ , una fuerza de 90 Newton y en las de  $6^\circ$ , de aproximadamente 7 Newton, fuerza ideal para las coronas cónicas. Aunque en este caso Körber prefiere un ángulo de  $5,5^\circ$  cuando utiliza aleaciones de oro para compensar el margen de dispersión (Fig. 6). Aunque parezca lo contrario, los ángulos de cono mayores, con menor retención, tienen su utilidad otorgando un anclaje de soporte y una menor retención, algo muy útil cuando tengamos pilares de dudoso pronóstico debido a su estado periodontal. Para conseguir estos ángulos de cono, Körber desarrolló el llamado conometro (Konometer), accesorio que encaja en cualquier fresadora o paralelómetro convencional<sup>32</sup>.





**FIGURA 6.** Esquema de la retención en función del ángulo de cono en coronas cónicas.

Un concepto importante que tenemos que tener en cuenta en las dobles coronas, es la tolerancia, que se define como la libertad de movimiento entre los elementos que forman la doble corona debido a los errores de precisión de la técnica, así como a la discrepancia entre la situación en boca y el modelo. Conseguir un paralelismo entre todos los pilares es una tarea difícil de conseguir, por lo que esta tolerancia nos va a permitir el desplazamiento dentro del cilindro de inserción.

Tras colar las piezas primarias, según Körber, éstas no se fresan, se pulen. De esta manera los bordes resultantes se suavizan mediante los diferentes ángulos de cada superficie. La pieza primaria se debe procesar en su espesor oclusal dejando un grosor algo mayor. Después de colar la pieza secundaria, se repasa, pero si antes de hacerlo sienta completamente, algo habrá fallado, ya que entre ambas piezas habrá que dejar necesariamente una zona de alivio, la cual debe ser de entre 10 y 80 micras. Esta hendidura oclusal es difícil de controlar por parte del protésico, pero se puede comprobar ya que la pieza secundaria colada y repasada no asienta completamente en el margen, debido a que el margen de ésta no debe cerrar completamente el borde de la pieza primaria. Debe existir un infradimensionamiento vertical exactamente igual que la hendidura oclusal. De este modo conseguimos la fuerza de adherencia al final del asentamiento, es decir, a nivel del margen<sup>32,40</sup>.

### **1.2.3. TÉCNICA DE LABORATORIO**

En cuanto a la técnica de elaboración de las dobles coronas, aunque se realizan mediante procesos de colado convencional, los más puristas coinciden en que la única capaz de ofrecer una retención mantenida en el tiempo, por el material seleccionado por sus cualidades plásticas y elásticas como el oro y por la precisión y ajuste de los elementos de anclaje es la galvanoformación.

#### ***Técnica de Galvanoformación***

La galvanoformación o electrodeposición, técnica descrita en 1961 por Rogers y Armstrong para la elaboración de estructuras muy finas de incrustaciones. Este proceso puede resumirse como el traspaso de iones de oro de un ánodo (carga positiva) a un cátodo (carga negativa) en un medio electrolítico, compuesto principalmente por sales metálicas y ligeramente acidulado. La deposición de los iones áuricos sobre la superficie preparada para recibirlos, se efectúa siguiendo fielmente los detalles que componen dicha superficie, cohesionándose las moléculas al perder su carga positiva y adhiriéndose fuertemente entre ellas, formando una superficie metálica con las características del metal que la compone<sup>30,32,40-42</sup>.

El baño de oro es el factor decisivo para la electrodeposición del metal. El oro de la solución electrolítica forma parte de un compuesto amonio cuaternario cuya fórmula química es  $(\text{NH}_4)_3[\text{Au}(\text{SO}_3)_2]$ . El compuesto se disocia en dos partes en una solución acuosa, por un lado una oro-amina catódica, la cual se depositará en el cátodo, y por el otro lado un sulfito anódico, que hará lo propio en el ánodo. El complejo amina y oro de desdobla en la superficie catódica dejándola cubierta de una fina capa de oro, mientras la amina vuelve al baño como producto residual. Este producto de reducción es el responsable de la limitada vida del baño electrolítico. La electrodeposición sobre una superficie de un centímetro cuadrado comporta el depósito de 28 a 31 millones de átomos de oro por segundo, superficie que correspondería, aproximadamente a un premolar. Esta formación tan rápida de la capa de oro puro no permite que la cristalización sea la idónea y en el transcurso de la precipitación, la rigidez se multiplica por cuatro por la aparición de tensiones laminares en el interior de la red cristalina. Este oro puro se recrystalizará cuando se cueza la cerámica de recubrimiento, disminuyendo las tensiones internas. En las estructuras coladas, se observan siempre porosidades y el

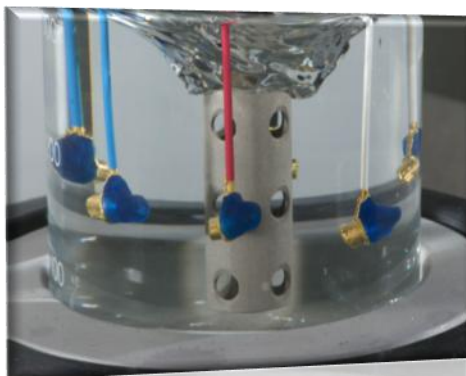
tamaño del grano es mucho mayor, por lo que precisará un pulido mayor, perdiendo ajuste y precisión inicial<sup>40</sup>.

La estructura primaria, ya sea un muñón colado, mecanizado o realizado sobre elementos calcinables encerados, se conforman normalmente, a diferencia de lo que proponía Körber, con un ángulo de cono entre 2°-4° con una preparación cónica friccionante, bien repasada y pulida (Fig. 7). Idealmente el material de elección será el oro, aunque actualmente se utilizan otros como el titanio, material biocompatible, con buenas propiedades mecánicas, baja rigidez y excelente resistencia a la corrosión, así como la circonia. Se individualizan y se les reviste con una finísima capa de plata, el cual servirá como conductor, para posteriormente introducirlos en un baño electrolítico.

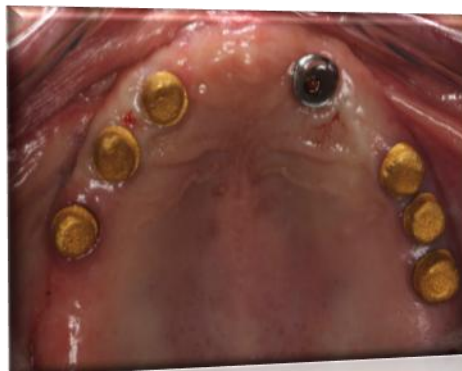


**FIGURA 7. Elementos primarios telescópicos fresados en titanio.**

Tras unas ocho horas aproximadamente, tiempo necesario para que se produzca la electrodeposición del oro sobre los elementos primarios, es decir, la galvanoformación, obtenemos el elemento secundario (Fig. 8 y 9). Este tendrá un espesor entre 0,2-0.4 micras con unas propiedades físicas en las que se destaca su ductilidad y dureza superior a 100 HV en la escala Vickers. Por otra parte se consigue un ajuste en el margen de entre 0,5-10 micras y por la perfecta deposición galvánica, la superficie de contacto que obtenemos es superior al 90%, frente al 72% que se consigue con la técnica de colado convencional.



**FIGURA 8. Electrodeposición en baño electrolítico.**



**FIGURA 9. Elementos secundarios telescópicos aurogalvanizados.**

Sobre la estructura galvanizada y dejando un pequeño espesor de 0,1mm, espacio que corresponderá al agente cementante y a la compensación del ajuste pasivo, posteriormente se construye la estructura y recubrimiento estético de la prótesis (Fig. 10). El hecho de unir la estructura terciaria a la secundaria directamente en boca garantiza el control total de las posibles discrepancias que pueden existir entre la situación real y el modelo debido a factores técnicos. Evitaremos así tensiones y conseguiremos el mejor ajuste posible.



**FIGURA 10. Prueba estructura sobre anclaje secundario. Prótesis terminada enacrílico.**

Con el uso de la corona doble galvanizada, la fuerza de adhesión es siempre constante y permanente y el concepto de roce queda substituido por principios fundamentales de Física. Como describieron Faber y Huber los principios que rigen el mecanismo de retención de estas prótesis son la Ley de Hagen Pouseuille (régimen de fluido laminar) y la Ley de Van der Walls (adhesión y cohesión de partículas hídricas)

mediante mecanismos hidráulicos en los que todo sistema mecánico que tenga partes móviles con rozamiento entre ellas presenta una tolerancia controlada en la que se deposita una película de líquido que impide la fricción entre ellas, lo que disminuye el desgaste y mediante magnitudes reológicas, basadas en las características de la viscosidad de la saliva<sup>38-39</sup>.

Debido a la interfase entre las dos cofias, de tan solo 5 micras, se justifica la circulación laminar de fluidos bajo diferencias de presión. De tal modo la velocidad de fluido volumétrico no existe y por lo tanto no hay movimiento entre los dos elementos, dándose un bloqueo efectivo. Esto significa que en el momento de la masticación, donde se recibe una fuerza de acción y otra antagonista, de reacción, la cual tiende a la separación de las dos partes, puede penetrar saliva en la interfase, ejerciéndose la Ley de Van der Waals, fuerza de cohesión o atracción electromagnética que se ejercen entre dos moléculas hídricas y que depende de la distancia entre ellas. Es el mismo efecto que se produce cuando se deslizan dos cristales mojados que pueden moverse en sentido de la fuerza de deslizamiento, pero no separarse. Con todo esto, se puede afirmar que a mayor precisión del ajuste se garantizará el bloqueo de la supraestructura<sup>32</sup>.

### ***Técnica de colado***

La confección de dobles coronas mediante técnicas de colado está considerado un reto especial para el protésico por la dificultad que presenta la obtención de un ajuste preciso y una adherencia por fricción del elemento secundario sobre el primario. Las aleaciones que se utilizan hoy en día son de oro, cobalto-cromo-molibdeno (CrCoMo) y titanio (Ti). Con las aleaciones de metales no nobles es posible conseguir una homogeneidad de las aleaciones en boca, al poder colar con el mismo material todos los elementos de la restauración, evitando fenómenos de galvanismo en el medio oral. Muchos técnicos de laboratorio postulan el uso de una aleación con un elevado módulo de elasticidad, como puede ser la de CrCoMo, el cual es el doble que las de oro duras y Ti, por presentar una mayor resistencia. Otra ventaja es que los costes de material son mucho menores que los que tienen las aleaciones nobles, ya no sólo por el precio del gramo, sino también por la cantidad necesaria, algo que también hará que tenga un mayor peso<sup>22,35,43,44</sup>.

El mayor inconveniente de las aleaciones de metales no nobles es la sensibilidad de la técnica de manipulación que presentan. Gracias a una técnica de recubrimiento y

colado especial, las coronas dobles de aleación sin metales nobles pueden confeccionarse actualmente con la misma precisión que utilizando aleaciones con alto contenido en oro con técnica de galvanoformación o colado<sup>35,43</sup>.

A diferencia de las dobles coronas de oro, las realizadas sin metales nobles se fabrican con un ángulo de cono de  $2^\circ$ . De ahí que, incluso al alcanzarse un ajuste de transición, las coronas dobles sin metales nobles no posean función retentiva. Presentan una fricción estática muy reducida, por lo que la retención se alcanza mediante un elemento adicional, una espiga o perno de fricción, cuyo ajuste en los elementos primario y secundario se realiza en posición paralela de  $0^\circ$  mediante un proceso de electroerosión y por soldadura se une al secundario. De este modo se consigue un deslizamiento seguro hasta el final, donde la prótesis sienta de forma segura y firme, pero se puede extraer fácilmente y sin problemas. Mediante las espigas de fricción es posible influir en la adherencia en función de su tensión de resorte en contacto con los surcos<sup>22,35,44</sup>. Esta posibilidad de regular la fricción estática es la ventaja determinante frente a las dobles coronas galvanoformadas<sup>35</sup>.

Para la realización de las coronas primarias, se realiza en un modelo inicial un encerado sobre los pilares con un ángulo de cono de  $2^\circ$ , se cuela y se repasa (Fig. 11). Se lleva a boca con una férula de posicionamiento para obtener un nuevo modelo maestro. Las coronas primarias se fresan con el mismo ángulo de cono y se duplica con éstas para confeccionar las coronas secundarias mediante técnicas de colado donde se controle perfectamente los procesos de expansión y contracción de los materiales, como puede ser la técnica Okta<sup>35</sup> (Fig. 12). Una vez obtenidas ambos elementos, los ajustes de alta precisión se consiguen con el pulido de las regiones internas con pasta diamantada de distinta granulación. Se ajustan igualmente los márgenes y se repasa y acaba la corona secundaria con la primaria en el modelo maestro.



**FIGURA 11.** Elemento primario colado con ángulo de trabajo de  $2^\circ$  y terminado.



**FIGURA 12.** Colado elemento secundario. Técnica Okta.

Para proporcionar la fricción duradera y controlable a largo plazo se utilizan elementos secundarios de retención que pueden activarse o incluso sustituirse, como pueden ser los pernos de fricción. Estos se montan en las zonas reforzadas de las regiones proximales. Los ajustes en las piezas primaria y secundaria para los pernos de fricción se llevan a cabo mediante el proceso de electroerosión, método para dar forma erosionando los metales y las aleaciones conductoras de corriente a través de impulsos eléctricos controlados entre el electrodo y la pieza (elementos primario y secundario), en un medio líquido no conductor. Estos impulsos eléctricos provocan chispas que son las que erosionan el material de las piezas. Una vez realizado este proceso, se ajustan los pernos de fricción mediante soldadura de plasma o láser. Estos pernos están fabricados con varillas industriales estables a la corrosión y son de elasticidad permanente si están bien soldados. Finalmente se realiza la estructura metálica del elemento terciario y se lleva a cabo el recubrimiento estético.

### 1.3. SISTEMAS CAD/CAM

En los últimos años la tecnología CAD/CAM (Computer Aid Design/ Computer Aid Manufacturing) ha ganado una gran importancia y relevancia en la odontología y por supuesto, en prótesis sobre implantes. Los avanzados materiales junto los nuevos escáneres de modelos e intraorales y fresadoras permiten hoy la aplicación de componentes de fabricación industrial para casi todas las indicaciones restauradoras, sustituyendo a las técnicas convencionales de colado<sup>45-49</sup>.

Las ventajas de esta tecnología fiable, precisa y simple, se plasma en la consecución de ajustes excelentes, muy difíciles de obtener mediante métodos de colado convencionales. También facilita la creación de un protocolo del proceso de fabricación y se disminuye la intervención del hombre, lo que aumenta la calidad, de un modo constante, de manera muy significativa y reduciendo costes<sup>46,49-52</sup>.

Por otro lado hay que destacar el uso de gran variedad de materiales desde metales y aleaciones hasta todo tipo de cerámicas, pasando por plásticos y otros nuevos que van apareciendo en el mercado. Estos materiales se comercializan en bloques, completamente homogéneos y con unas cualidades conocidas, estables e intactas, al no



procesarse mediante técnicas de colado o estratificación, las cuales pueden distorsionar las propiedades del material empleado (Fig. 13)<sup>46,47,49</sup>.



**FIGURA 13. Ejemplo materiales para máquinas de fresado.**

Uno de estos materiales es el titanio, que presenta una excelente biocompatibilidad y resistencia a la corrosión, así como un adecuado módulo de elasticidad, baja densidad y coste reducido. Anteriormente trabajar con este material con métodos de colado era muy difícil debido a la sensibilidad de la técnica al formarse una capa que reacciona rápidamente en contacto con el oxígeno y por la aparición frecuente de poros internos que afectaban a las propiedades del material<sup>48,53</sup>.

El proceso CAD/CAM se divide en cuatro partes: escaneado, diseño asistido por ordenador, estrategia asistida por ordenador y mecanizado (Fig. 14). El proceso de escaneado consiste en la adquisición de datos para su posterior procesamiento mediante un software informático y obtener así un modelo virtual 3D a partir de un modelo de escayola. Existen en el mercado gran variedad de escáneres de modelos que aplican diferentes tecnologías para la obtención de los datos, por luz óptica, láser o táctiles. Una vez obtenido el modelo virtual se diseña virtualmente en 3D la restauración y/o el pilar protésico a través de un software de diseño tipo CAD. Éste diseño puede ser completamente virtual o hacerse a partir del escaneado de un encerado realizado por parte del técnico de laboratorio. A continuación se planifica la estrategia de mecanizado. Con el programa que realiza la simulación de lo que será el posterior mecanizado en la fresadora, analizará en función del diseño, material y tipo de restauración, que tipo de fresa/s se utilizarán, la posición, movimiento, disposición de los ejes de la fresadora y todo ello para alcanzar la mayor eficacia y eficiencia del proceso de mecanizado. Esta estrategia, para muchos centros de fresado, supone la parte más importante para lograr la precisión deseada con un menor coste económico y de



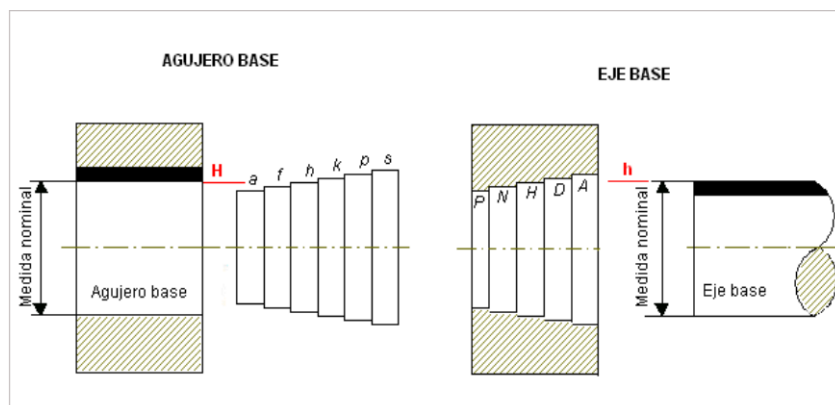
tiempo, por lo que algunos recelan a la hora de facilitar este tipo de datos por posibles filtraciones a la competencia. Finalmente, el último paso será transferir los datos a la fresadora para fabricar, en el material deseado, nuestro componente o restauración final.



**FIGURA 14. Proceso CAD/CAM.**

En la prótesis realizada mediante CAD/CAM se eliminan muchos de los pasos que pueden introducir errores que se plasmen en nuestra restauración final como la influencia del trabajo del hombre y los pasos de elaboración de la técnica convencional, encerado, revestimiento, colado y repasado, así como de los materiales empleados en cada proceso. Por ello se consiguen mejores ajustes marginales e internos que los que se obtienen mediante técnicas convencionales<sup>49,50</sup>.

El concepto de precisión y ajuste viene del mundo de la ingeniería. Se denomina ajuste a la relación mecánica existente entre dos piezas que pertenecen a una máquina o equipo industrial, cuando una de ellas encaja o se acopla en la otra<sup>54,55</sup>.



**FIGURA 15. Concepto de Ajuste en Mecánica.**

Las tareas relacionadas con esta actividad pertenecen al campo de la mecánica de precisión. En mecánica, el ajuste mecánico tiene que ver con la tolerancia de fabricación en las dimensiones de dos piezas que se han de ajustar la una a la otra. El ajuste mecánico se realiza entre un eje y un orificio. Si uno de ellos tiene una medida nominal por encima de esa tolerancia, ambas piezas sencillamente no ajustarán y será imposible encajarlas. Es por eso que existen las normas ISO que regulan las tolerancias aplicables en función de los diámetros del eje y del orificio. Para identificar cuándo el valor de una tolerancia responde a la de un eje o a la de un orificio, las letras iniciales son mayúsculas para el primer caso y minúsculas para el segundo caso. Hay varios tipos de ajuste de componentes, según cómo funcione una pieza respecto de otra. Los tipos de ajuste más comunes son los siguientes: forzado muy duro, forzado duro, forzado medio, forzado ligero, deslizante, giratorio, holgado medio y muy holgado. Se entiende por ajuste forzado en los diferentes grados que existen cuando una pieza se inserta en la otra mediante presión y que durante el funcionamiento futuro en la máquina, donde esté montada, no tiene que sufrir ninguna movilidad o giro. Por ajuste deslizante o giratorio se entiende que una pieza se va a mover cuando esté insertada en la otra de forma suave, sin apenas holgura. Ajuste holgado es que una pieza se va a mover con respecto a la otra de forma totalmente libre. En el ajuste forzado muy duro el acoplamiento de las piezas se produce por dilatación o contracción, y las piezas no necesitan ningún seguro contra la rotación de una con respecto a la otra. En el ajuste forzado duro las piezas son montadas o desmontadas a presión pero necesitan un seguro contra giro, chaveta por ejemplo, que no permita el giro de una con respecto a la otra. En el ajuste forzado medio las piezas se montan y desmontan con gran esfuerzo, y necesitan un seguro contra giro y deslizamiento. En el ajuste forzado ligero las piezas se montan y desmontan sin gran

esfuerzo, con mazos de madera, por ejemplo y necesitan seguro contra giro y deslizamiento. Los ajustes de piezas deslizantes tienen que tener una buena lubricación y su deslizamiento o giro tiene que ser con presión o fuerza manual. Las piezas con ajuste giratorio necesitan estar bien lubricadas y pueden girar con cierta holgura. Las piezas con ajuste holgado son piezas móviles que giran libremente y pueden estar o no lubricadas. Las piezas con ajustes muy holgados son piezas móviles con mucha tolerancia que tienen mucho juego y giran libremente<sup>54,55</sup>.

Existen otros parámetros en relación con el ajuste. El paralelismo: a veces en determinados componentes se hace necesaria una gran precisión en el paralelismo que tengan determinadas superficies mecanizadas por lo que se indican en los planos constructivos los límites de paralelismo que deben tener dichas superficies. La perpendicularidad: la perpendicularidad entre una superficie cilíndrica refrentada y su eje axial también puede ser crítica en algunas ocasiones y también requiere procedimientos para su medición y control. La redondez: hay componentes que exigen una redondez muy precisa de sus superficies cilíndricas, porque en algunas máquinas que sean deficientes pueden producir óvalos en vez de circunferencias. La conicidad: existen superficies cónicas y lo que es necesario controlar es la conicidad que tienen para que esté dentro de los datos previos de los planos. La planitud: es el nivel de horizontalidad que tiene una superficie que haya sido mecanizada previamente. Las curvas esféricas es necesario verificar todo el perfil esférico de una pieza. La concentricidad: que deben tener varios diámetros de una pieza que tengan eje común<sup>54</sup>.

## **2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**



## **2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

La prótesis fija implantosoportada ideal sería aquella que aunara las cualidades de las restauraciones cementada y atornillada. Posiblemente una prótesis cementada sin necesidad del agente cementante sería una opción muy interesante. Analizando la prótesis de dobles coronas, podemos observar que presentan una adecuada estética, favorecen una correcta oclusión y transmisión de cargas axiales, tienen un buen pronóstico a largo plazo sin muchas complicaciones, nos permiten reponer corona clínica y proceso alveolar, no es necesario un cemento para conseguir la retención entre el elemento primario y secundario, permite la corrección de disparalelismo y es fácilmente retirable. Son cualidades muy apetecibles, pero tiene en su contra un elevado coste y una dificultad técnica, independientemente del proceso de elaboración que se utilice.

Sin embargo, gracias a la tecnología CAD/CAM se podrían resolver esos dos inconvenientes y además obtener una retención predecible y cuantificable, de diversas magnitudes en función del diseño del pilar (elemento primario), para poder ser utilizado en una restauración fija sobre implantes (elemento secundario). En cuanto a la selección del material, el titanio es una alternativa al oro, debido a sus propiedades físicas y mecánicas, así como por su reducido coste.

He aquí la importancia de proponer y estudiar un nuevo diseño de doble corona diseñado y fabricado mediante sistemas CAD/CAM para conseguir una prótesis fija implantosoportada facultativamente removible, sin cementos ni tornillos de unión.

Los objetivos que planteamos son:

1. Comparar la retención en función del ángulo de cono de las coronas cónicas sobre implantes diseñadas y fabricadas mediante CAD/CAM.
2. Construir modelos predictivos entre el ángulo de cono y la retención obtenida y viceversa en las coronas cónicas sobre implantes diseñadas y fabricadas mediante CAD/CAM.
3. Proponer un ángulo de cono para coronas cónicas sobre implantes diseñadas y fabricadas mediante CAD/CAM para la consecución de una retención predecible y facultativamente reversible.
4. Abrir una línea de investigación que desarrolle el sistema de coronas cónicas sobre implantes.

### **3. HIPÓTESIS DE TRABAJO**





### **3. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

La primera hipótesis que se nos plantea es que, al igual que en coronas cónicas galvanizadas, que no precisen un elemento secundario de retención, a menor ángulo de cono, mayor retención.

En cuanto al segundo y tercer objetivo, no tenemos ninguna referencia previa, ya que no hay descrito nada en la literatura acerca del uso de coronas cónicas en prótesis fija, ya sea dento o implantoportada ni de la posibilidad de predecir la retención que nos pueden ofrecer en función del diseño elegido para un determinado caso. Por lo tanto esperamos que con este nuevo diseño y fabricación de coronas cónicas por CAD/CAM no será predecible conseguir una retención que alcance a la que se obtiene con prótesis cementada, pero que sea reversible.



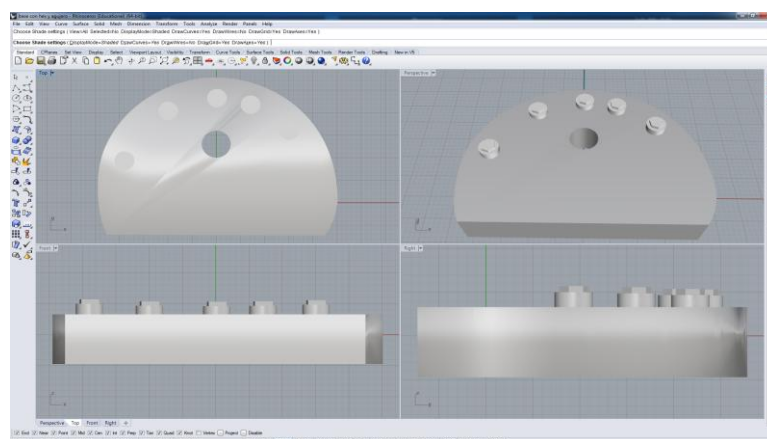
## **4. MATERIAL Y MÉTODO**



## 4. MATERIAL Y MÉTODO

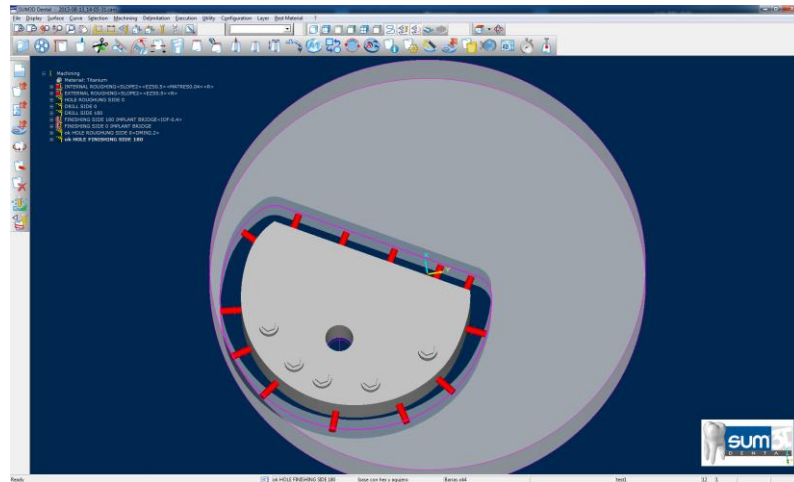
### 4.1. FABRICACIÓN DEL SOPORTE

Primero se fabricó el soporte de las probetas del estudio, para cuya confección se escaneó uno previo propiedad del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología confeccionado en el taller central de la Universidad Complutense de Madrid. Se trata de una base circular de aluminio con cinco orificios o lechos donde se alojan réplicas de implante, en este caso Branemark de plataforma regular de 4,1mm (Nobel Biocare, Suecia), los cuales se inmovilizan mediante tornillos de acero inoxidable desde el lateral de la base y uno central para fijar el soporte. El escaneado se realizó con un scanner de modelos óptico de luz estructurada Open Revegn Dental (Open Technologies SRL, Italia). El archivo STL (Stereolithography o Standard Tessellation Language o Surface Triangle Language) generado se trató mediante el programa de CAD Rhinoceros versión 5.0. (McNeel & Associates, EE.UU.) y se procesó para así asegurarnos tener una base perfectamente diseñada en CAD, respetando los valores originales del soporte, y así disponer un modelo CAD paramétrico que un modelo resultado de la digitalización al tener mayor precisión (Fig. 16).

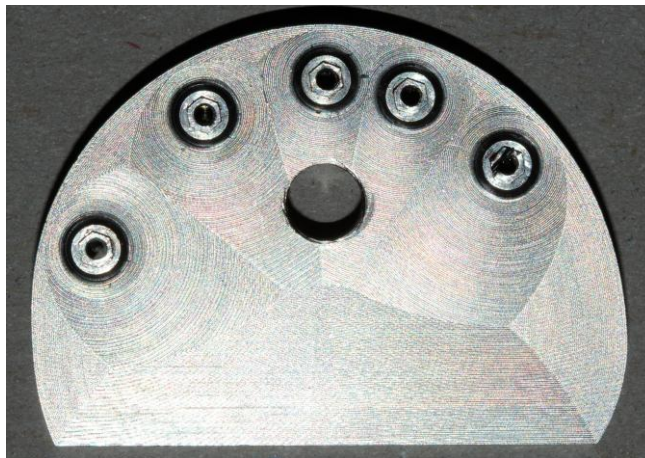


**FIGURA 16. Diseño final del soporte que se utilizará en el estudio. Lo podemos ver desde distintos ángulos.**

Una vez modelada la probeta se importó el diseño al software de CAM Sum3D versión 2011 (CIM System, Italia) para su mecanización en disco de titanio de grado V mediante la fresadora HSC 20 Linear (DMG, Alemania) (Figs. 17-19).



**FIGURA 17.** Imagen del soporte en el programa de CAM.



**FIGURA 18.** Soporte mecanizado.



**FIGURA 19.** Detalle de las conexiones tipo Branemark ampliadas.

## 4.2. DISEÑO DE LAS PROBETAS

Se diseñaron ocho probetas con ángulos de cono diferentes, de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 y 8° mediante el programa informático Rhinoceros versión 5.0. Todas ellas tenían el mismo diseño a excepción del ángulo de cono, única variable dependiente del estudio (Figs. 20,21).

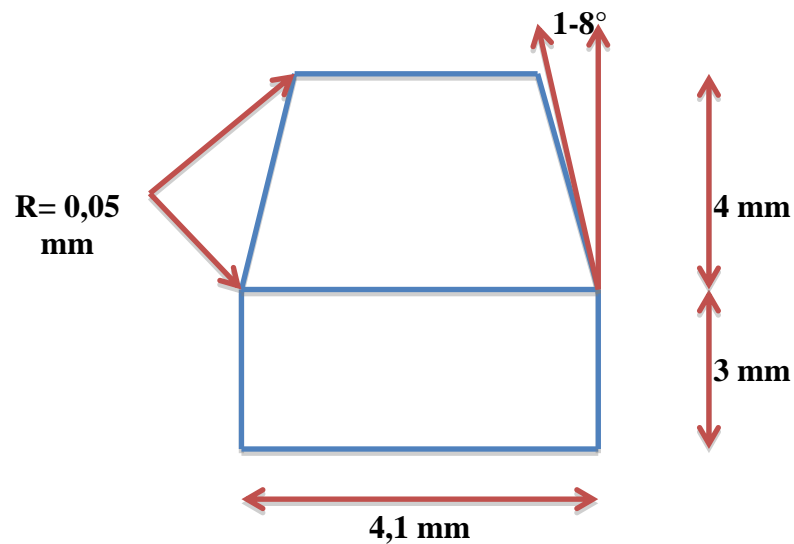


FIGURA 20. Esquema del diseño del pilar (elemento primario) del estudio.

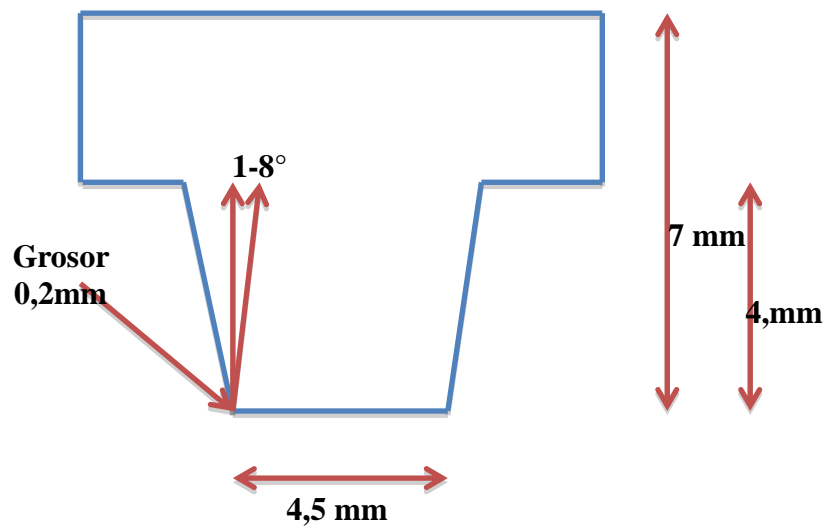


FIGURA 21. Esquema del diseño cofia (elemento secundario) del estudio.



### 4.2.1. DISEÑO DEL PILAR CÓNICO (ELEMENTO PRIMARIO)

Primero se realizó el diseño del pilar o elemento primario del siguiente modo. Se crea una línea vertical de la altura total del pilar, es decir, de 7mm, que corresponde a la suma de la base de 3mm (necesaria para los jitos de sujeción de la pieza al bloque de material hasta su terminación) más la altura del pilar cónico de 4mm (Fig. 22).

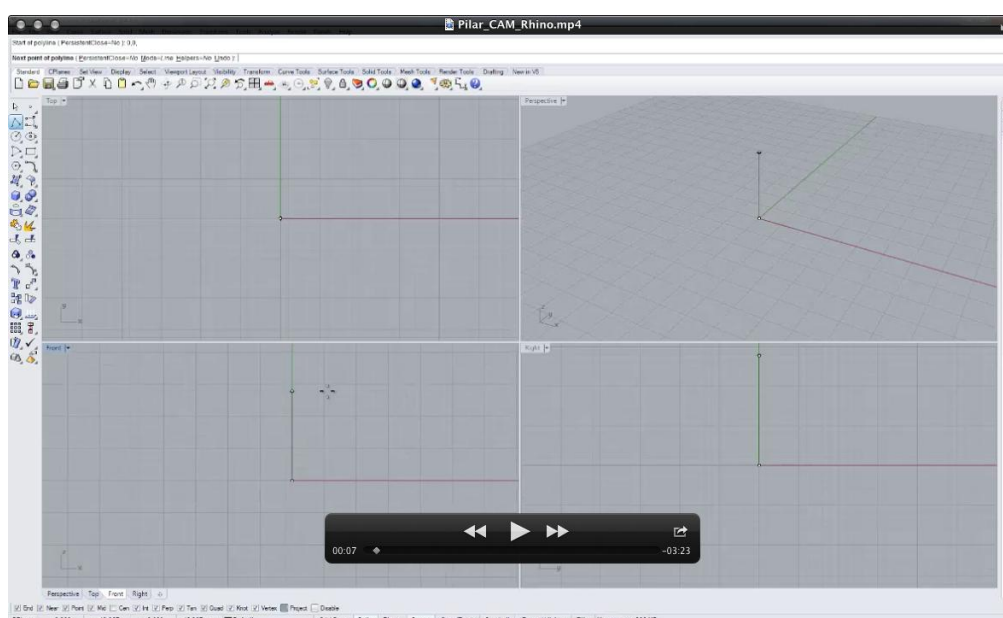


FIGURA 22. Diseño del pilar. Se dibuja una línea vertical de 7mm.

A continuación se crea una circunferencia del diámetro de la cabeza del implante, 4,1mm (Fig. 23).

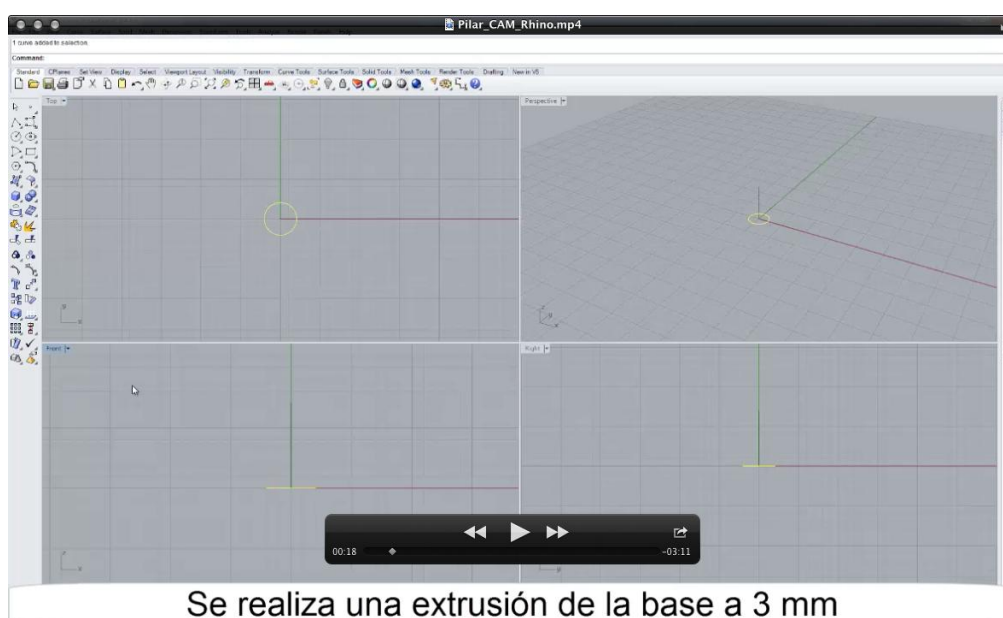
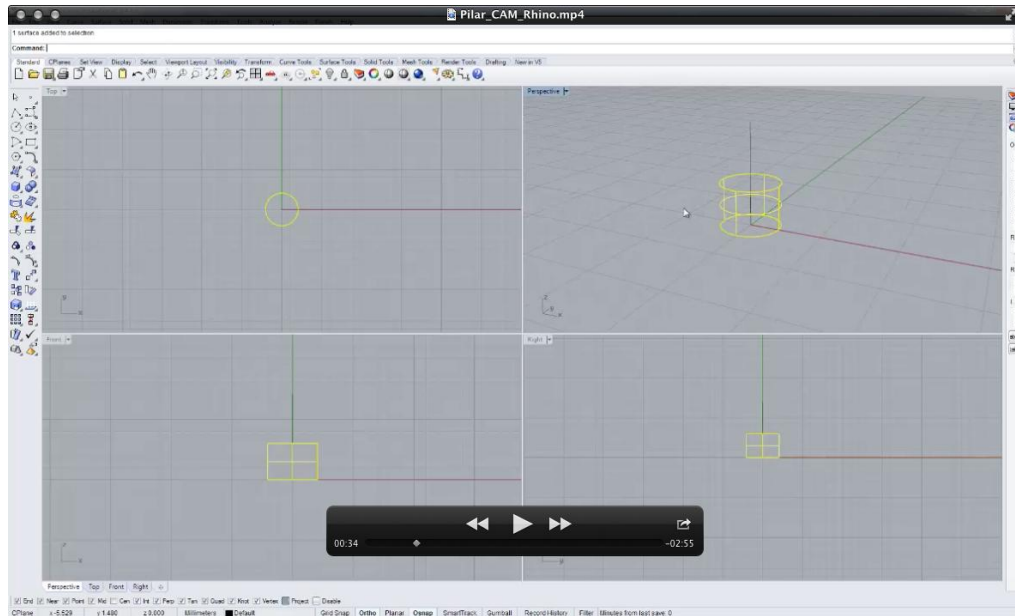


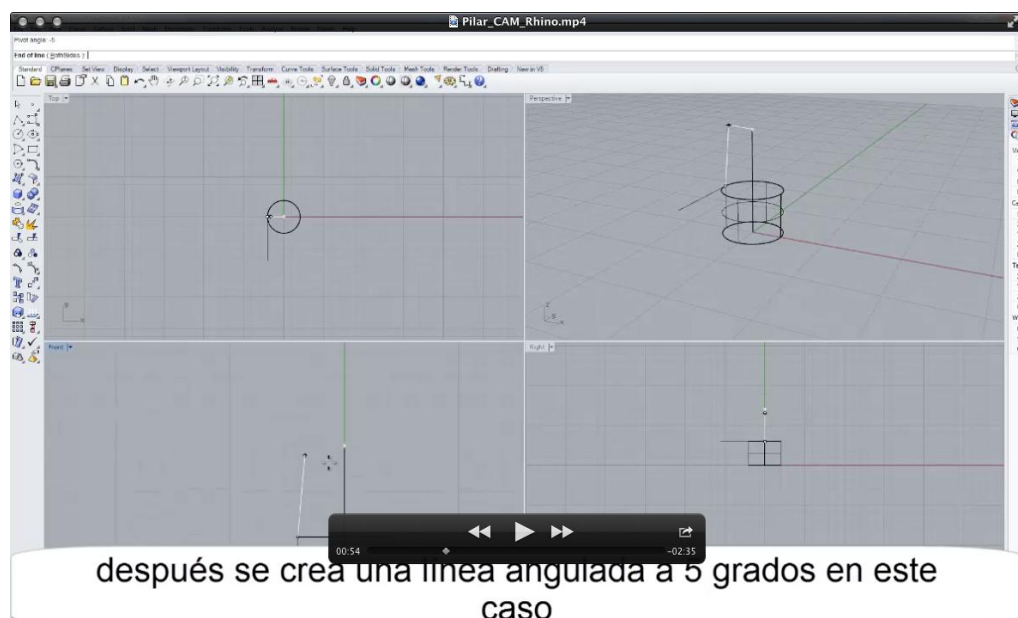
FIGURA 23. Diseño del pilar. Se crea una circunferencia de 4,1mm de diámetro.

Se realiza una extrusión de la circunferencia 3mm hacia arriba para transformarlo en un cilindro sólido que corresponderá a la base del pilar (Fig. 24).



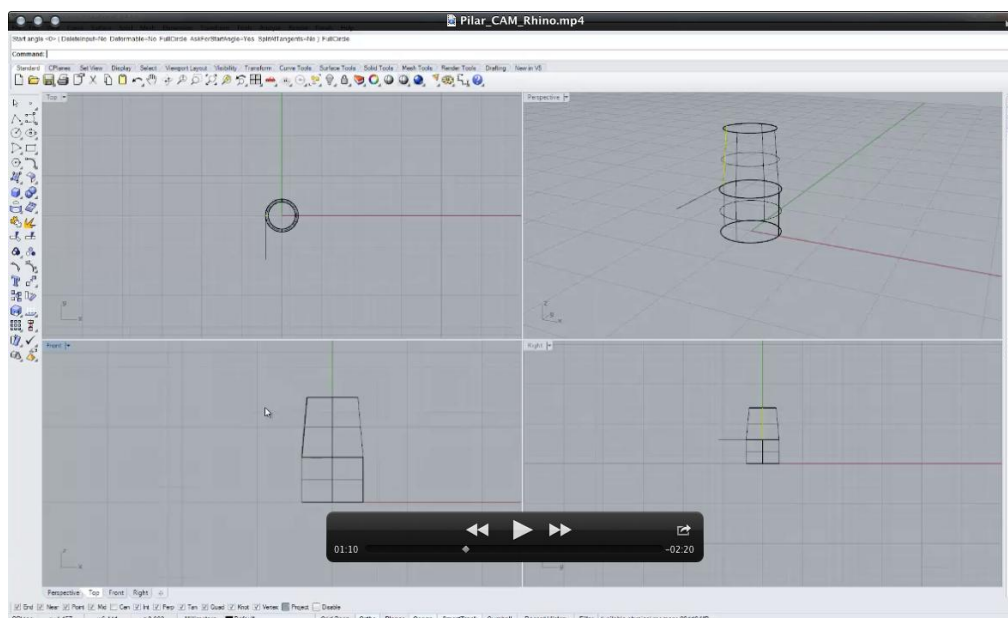
**FIGURA 24.** Diseño del pilar. Se realiza una extrusión para crear un sólido cilíndrico de 3mm de altura.

Se crea una nueva línea vertical con la inclinación que corresponde con el ángulo de cono de la probeta correspondiente (Fig. 25).



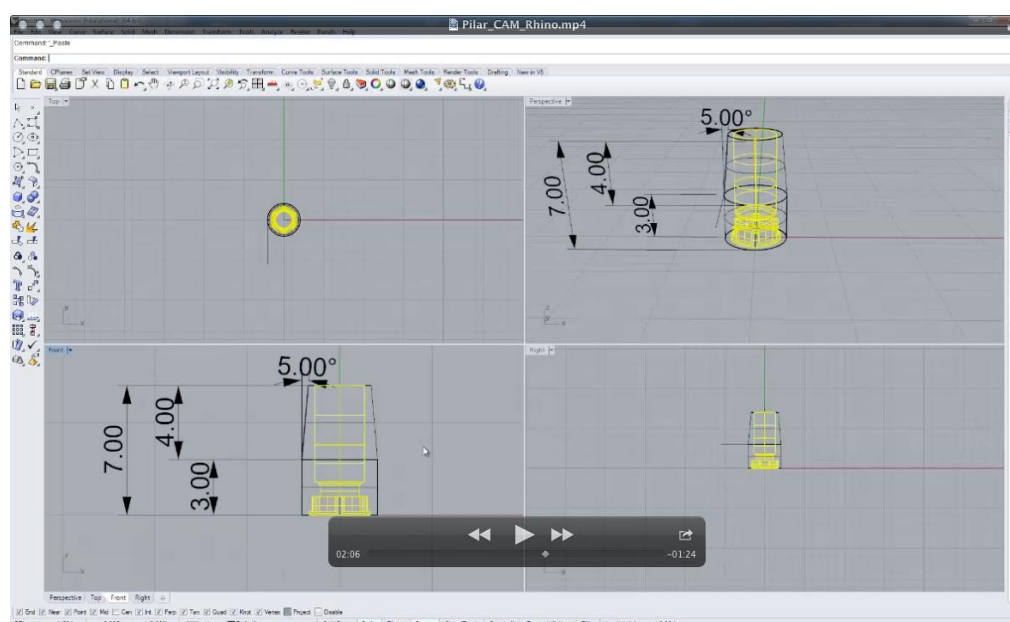
**FIGURA 25.** Diseño del pilar. Se dibuja una línea inclinada de 4mm de altura para dar el ángulo de cono deseado.

Se lleva a cabo una operación de revolución con la cual se transforma la línea del ángulo en un cono sólido de 4mm de altura (Fig. 26).



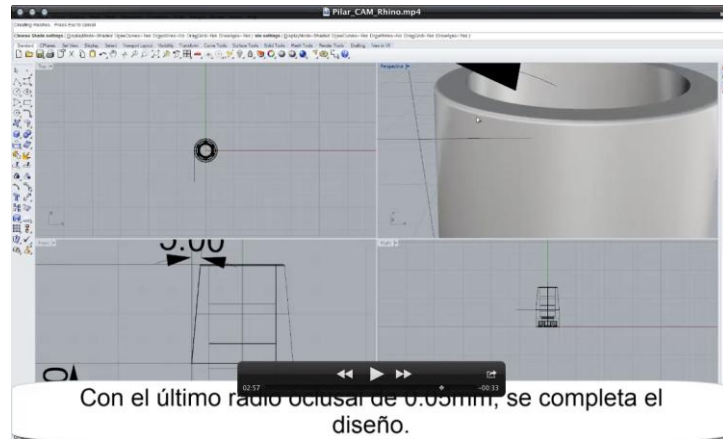
**FIGURA 26. Diseño del pilar. Se realiza una extrusión para crear un sólido cónico de 4mm de altura.**

Se unen las dos partes obtenidas, cilindro y cono, y como resultado nos queda la parte externa del pilar. Para realizar la interna, es decir, la conexión con el implante, se transporta de una biblioteca existente de conexiones de diferentes marcas comerciales y se adjunta a la base del pilar de forma que corresponda ambas medidas, base del pilar cilíndrico y conexión hexagonal (Fig. 27).



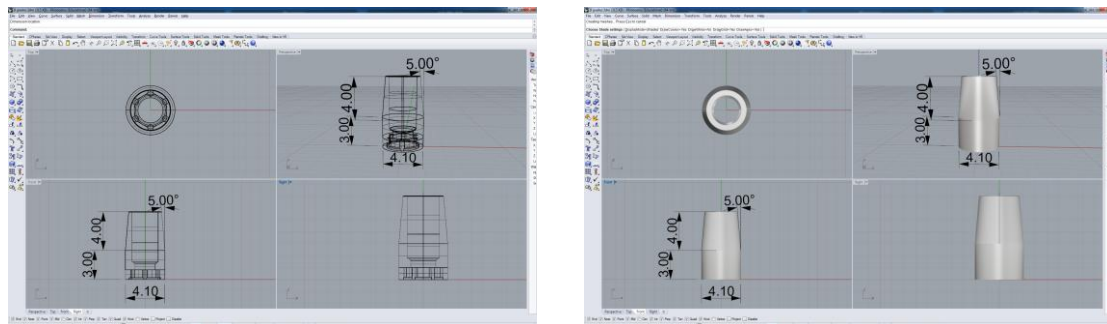
**FIGURA 27. Diseño del pilar. Se añade la conexión.**

Finalmente, en el límite de la cara oclusal con las paredes laterales cambiamos el ángulo recto por un curva de radio 0,05mm, el cual corresponde también con el radio de la curva del margen de la preparación en filo de cuchillo (Fig. 28).

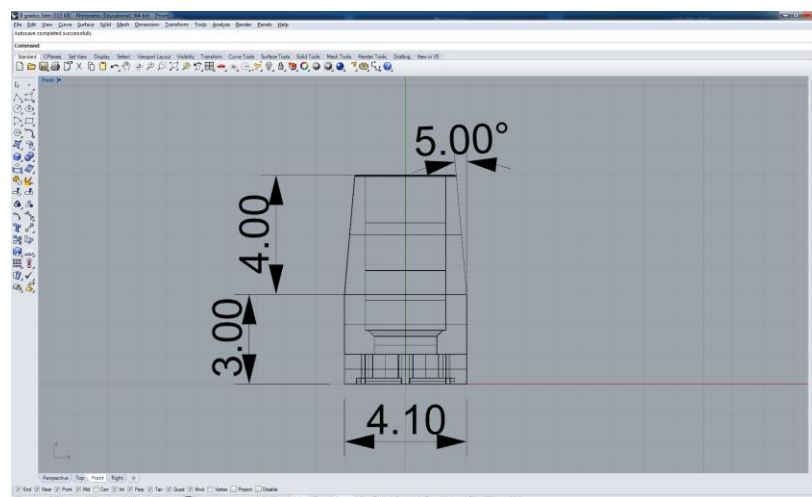


**FIGURA 28** Diseño del pilar. Cambio ángulo oclusal.

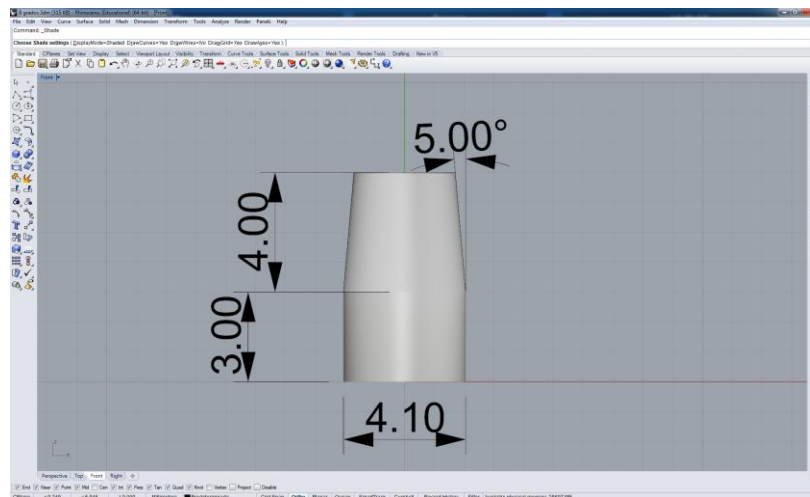
A continuación vemos los detalles del pilar diseñado (Figs. 29-32).



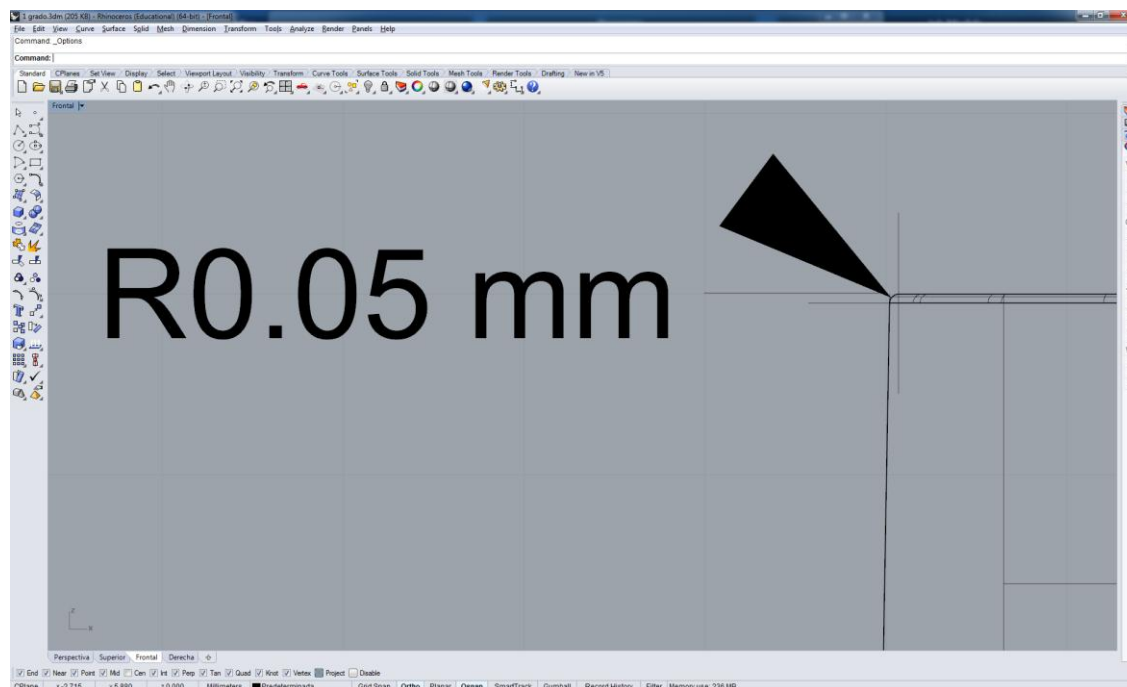
**FIGURA 29.** Diferentes vistas del diseño terminado del pilar en alambre y en sólido.



**FIGURA 30** Diseño del pilar en alambre.

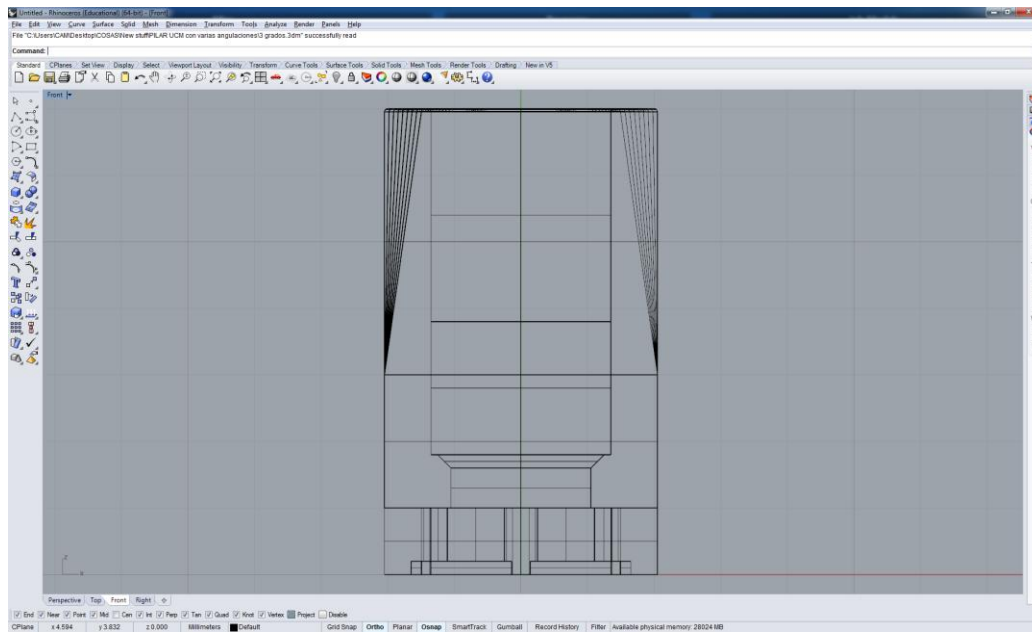


**FIGURA 31. Diseño del pilar en sólido.**

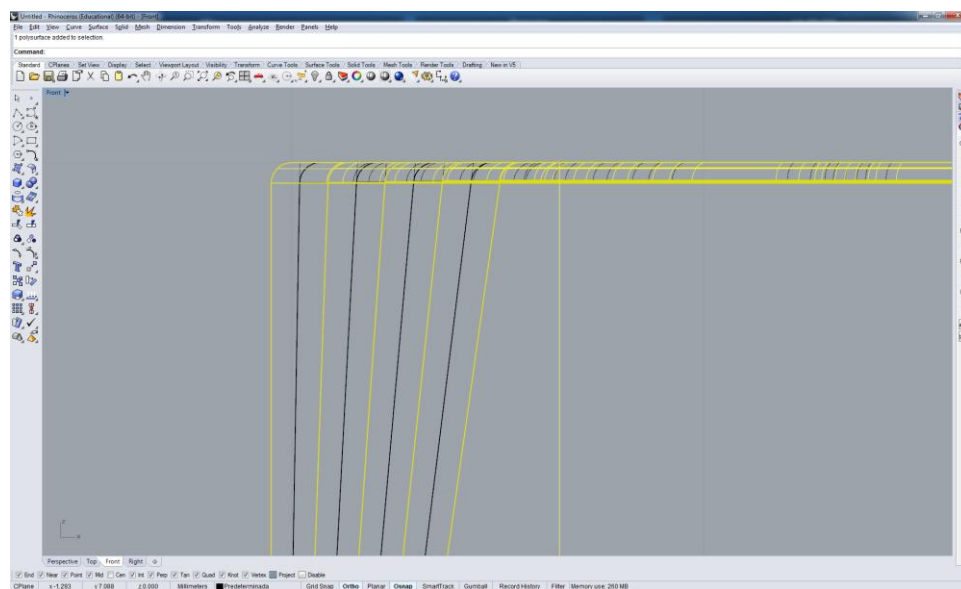


**FIGURA 32. Detalle del ángulo modificado en la cara oclusal del pilar.**

El proceso del diseño es igual para todos los ángulos de cono, a excepción del momento en el cual creamos la línea vertical inclinada, dónde en función de ángulo dicha inclinación variará (Figs. 33,34).



**FIGURA 33.** Vista conjunta de los pilares de los diferentes ángulos de cono.

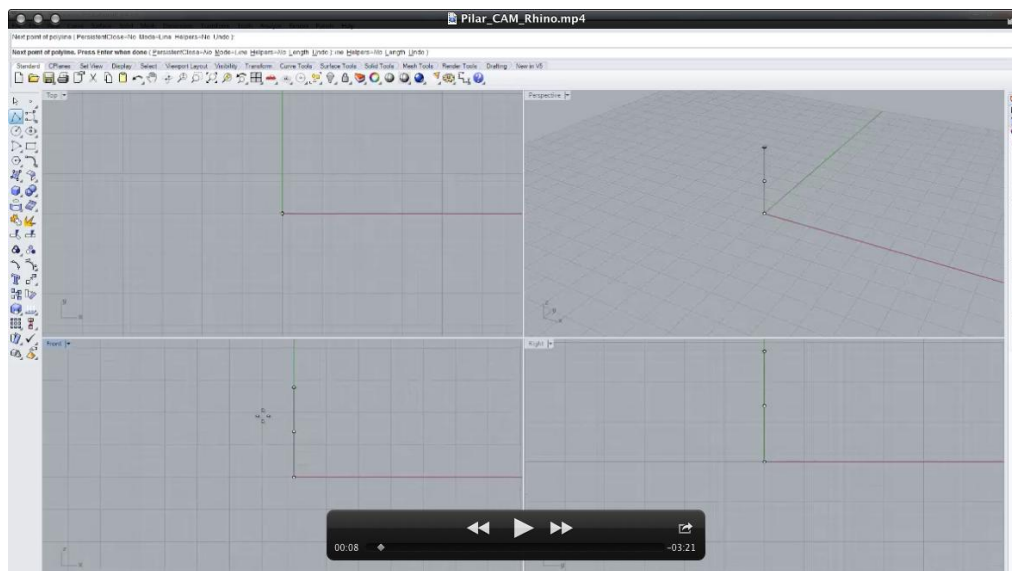


**FIGURA 34.** Vista aumentada de los ocho pilares superpuestos.

#### **4.2.2. DISEÑO DE LA COFIA (ELEMENTO SECUNDARIO)**

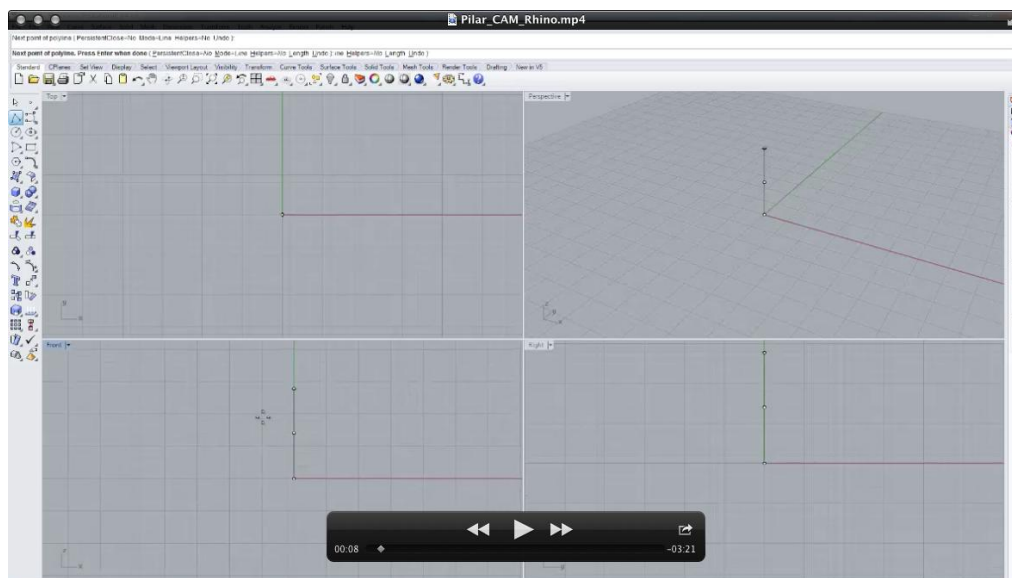
Una vez confeccionado el pilar, se procedió al diseño de la cofia o elemento secundario de retención. De la misma manera que diseñamos el pilar, comenzamos creando una línea vertical con una altura de 7mm, que corresponden a los 4mm de la altura del pilar más 3mm de la altura de la “T” que nos servirá para poder traccionar de la cofia en la máquina de ensayos que usaremos para medir la fuerza retentiva (Fig. 35).





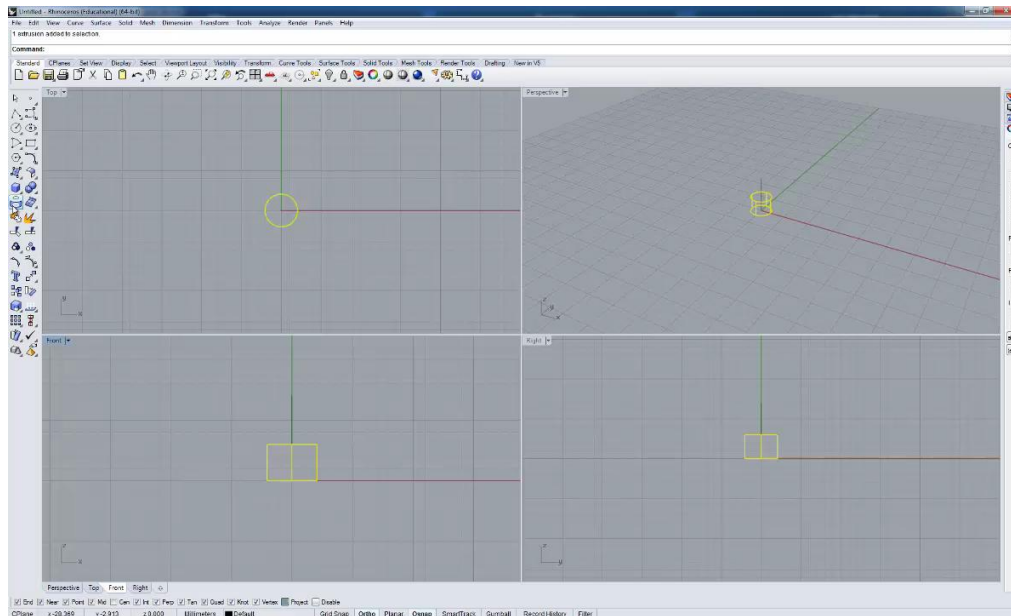
**FIGURA 35.** Diseño de la cofia. Se dibuja una línea vertical de 7mm de altura.

A continuación se crea una circunferencia con 4,5mm de diámetro, que corresponderá al diámetro de 4,1mm de la plataforma del implante más 0,2mm a cada lado, correspondiente al grosor de la cofia (Fig. 36).



**FIGURA 36.** Diseño de la cofia. Se crea una circunferencia de 4,5mm de diámetro.

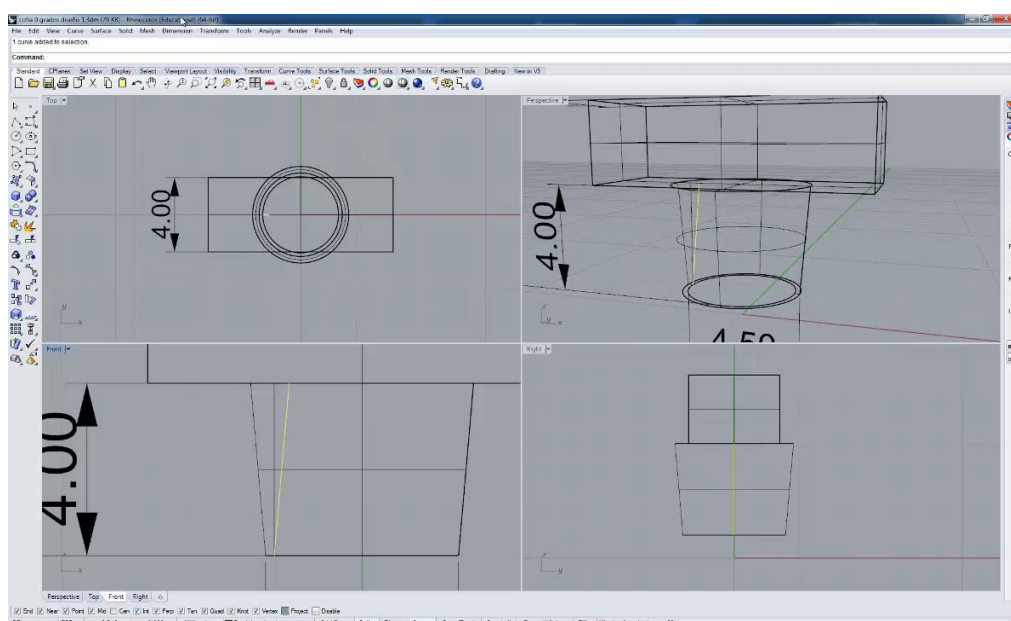
Damos una revolución para crear un sólido inicial de forma cilíndrica (Fig. 37).



**FIGURA 37.** Diseño de la cofia. Se da una revolución para crear un sólido cónico.

Posteriormente se crea una base de 5,2mm para crear un sólido cónico invertido para la base de la cofia en “T”. Se termina de crear ésta, conformando un rectángulo de 4x10mm, que con la altura de los 3mm da lugar a la parte superior de la “T”. De este modo tenemos creado el sólido de la parte externa.

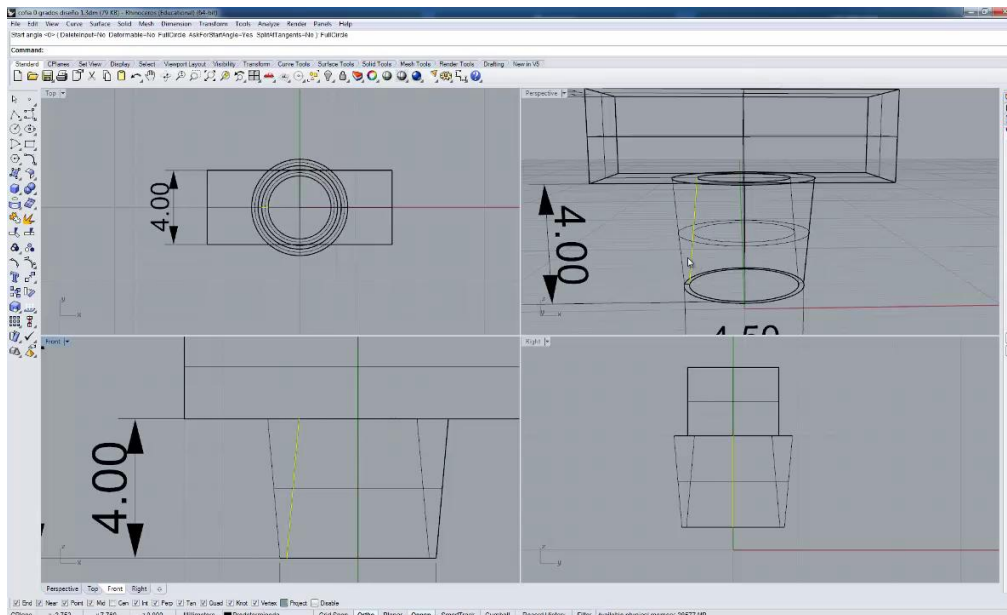
Para configurar la parte interna, creamos una nueva línea vertical interna de 4mm de altura y con una inclinación que corresponderá con el ángulo de cono de la probeta correspondiente (Fig. 38).



**FIGURA 38.** Diseño de la cofia. Se dibuja una línea inclinada de 4mm de altura para dar el ángulo de cono deseado.

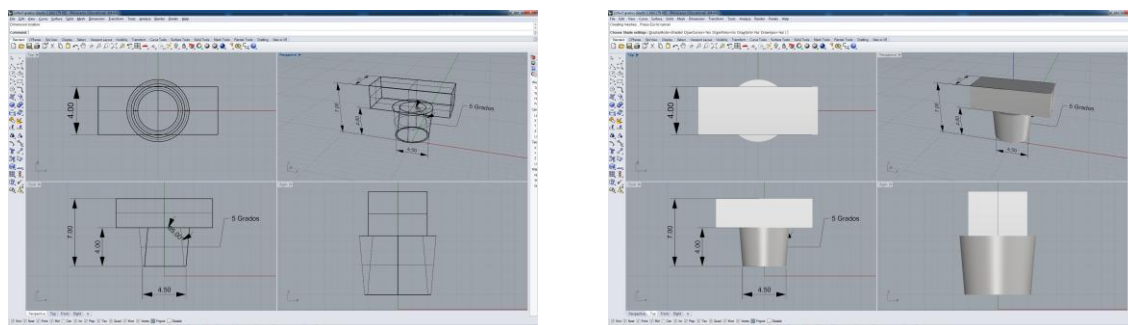


Mediante una operación de revolución se termina de formar la parte interna del sólido y conseguimos terminar la cofia (Fig. 39).

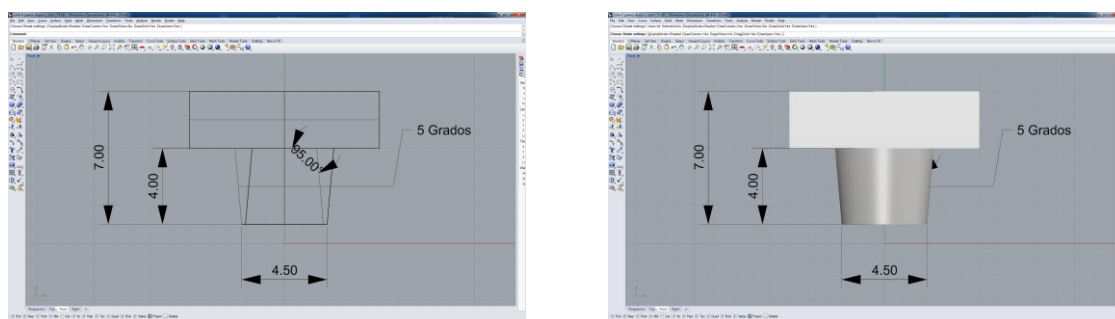


**FIGURA 39.** Diseño de la cofia. Se realiza una operación de revolución para convertirlo en un sólido por la parte interna.

A continuación vemos los detalles de la cofia diseñada (Figs. 40,41).



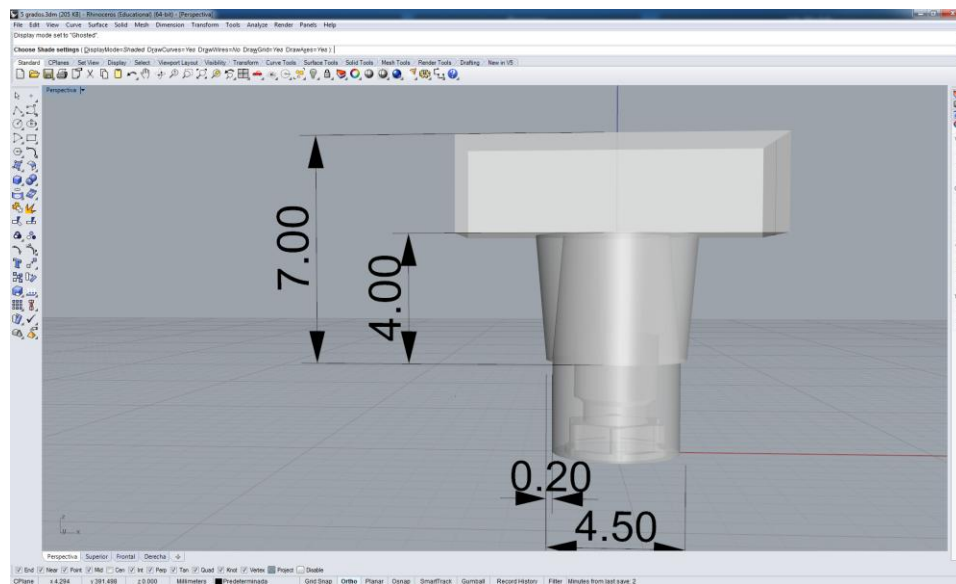
**FIGURA 40.** Diferentes vistas del diseño terminado de la cofia en alambre y en sólido.



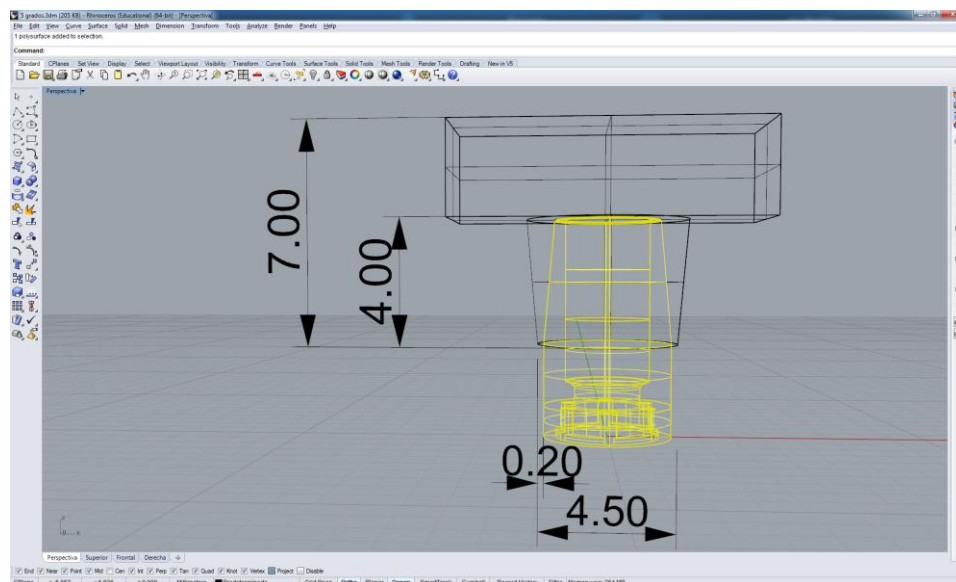
**FIGURA 41.** Diseño de la cofia en alambre y sólido.

Al igual que con los pilares, el proceso del diseño es igual para todos los ángulos de cono, a excepción del momento en el cual creamos la línea vertical inclinada, donde en función de ángulo dicha inclinación variará.

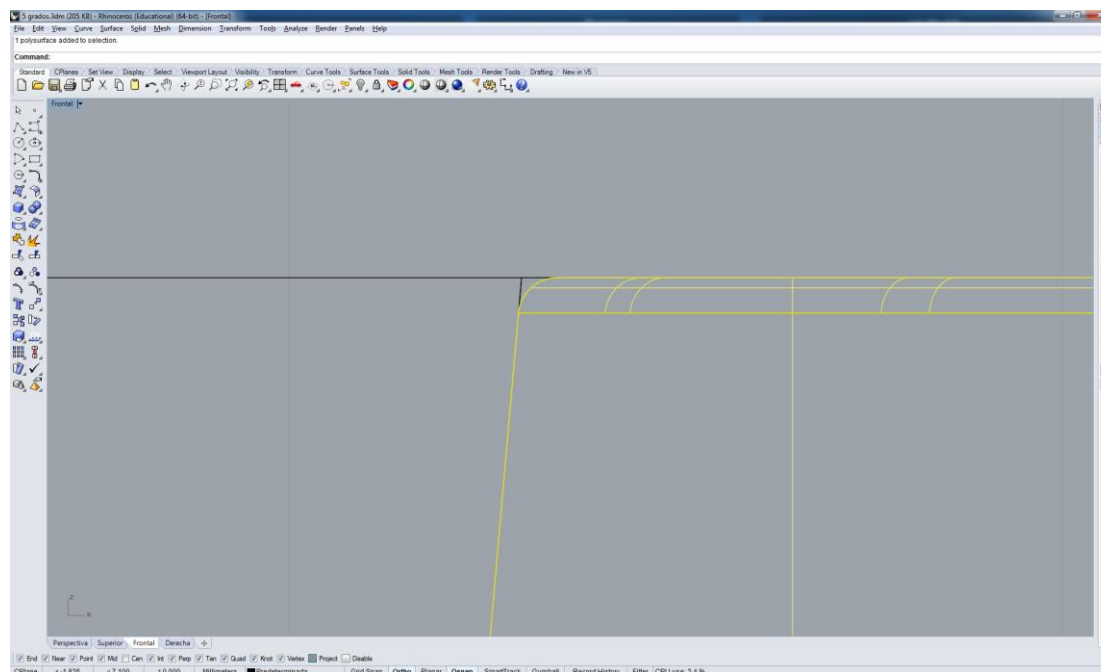
Ambos elementos se diseñaron para obtener un contacto íntimo en toda la superficie de contacto entre ambas, sin considerar las tolerancias del proceso de mecanizado (Figs. 42,43) a excepción del ángulo superior del pilar redondeado (Fig. 44).



**FIGURA 42. Detalle en sólido de la relación entre el pilar y la cofia.**



**FIGURA 43. Detalle en alambre de la relación entre el pilar (en amarillo) y la cofia.**



**FIGURA 44.** Detalle de la relación entre el pilar y la cofia en el ángulo de unión entre la cara oclusal y las paredes laterales.

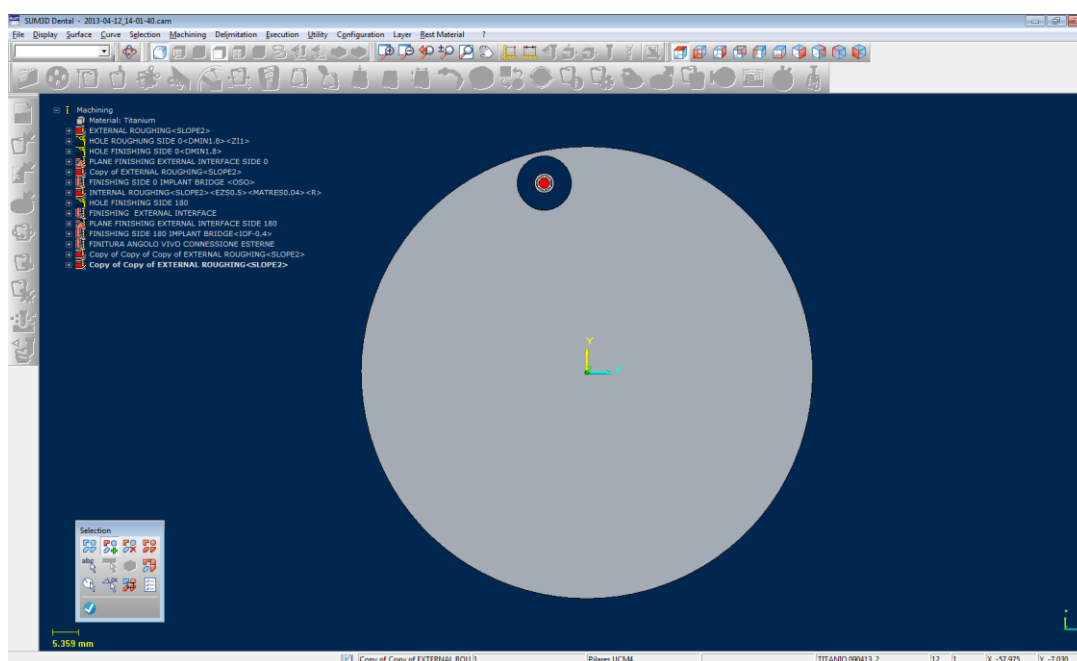
Tras diseñar los ocho pilares y ocho cofias con ángulos de cono de 1 a 8° se obtuvo como resultado 16 archivos STL que fueron exportados al programa de CAM Sum3D versión 2013 para seleccionar la estrategia de fresado.

### 4.3. ESTRATEGIA DE FRESADO (CAM) DE LAS PROBETAS

Lo primero que se lleva a cabo al abrir el programa de CAM es seleccionar el material que se va emplear. En este caso se empleó para la realización de los dos elementos de retención de las dobles coronas un bloque de titanio tipo V de 98x10mm de grosor (Zenotec Ti Disc, Wieland Dental, Alemania). A continuación se importa el archivo STL correspondiente, se ubica dentro del material y se sitúan los jitos o bebederos que soportarán a la estructura tras su finalización para evitar movimientos indeseados durante el fresado y que se desprenda del bloque antes de la terminación. Se aplican diferentes estrategias en función de la máquina que posteriormente realizará el fresado, del tipo de estructura, material empleado y acabado que necesitaremos para el caso. La estrategia se realizó mediante el programa CAM Sum3D Dental.

Las fresadora que se emplearía para mecanizar las estructuras es la C20U (Hermle, Alemania). Las fresas seleccionadas fueron tórica de 3mm y 0,75mm de radio, tórica de 2mm y 0,2mm de radio, tórica de 1mm y 0,2mm de radio, plana de 0,5mm (Emuge-Franken, Alemania) y plana y esférica de 1mm (Eurotécnica, España). Siempre bajo refrigeración abundante para evitar el sobrecalentamiento del material y el embotamiento de las fresas.

#### 4.3.1. CAM PILARES



**FIGURA 45.** Imagen del pilar insertado dentro del bloque de titanio en el programa de CAM para determinar la estrategia de fresado.

A continuación se describe la estrategia de fresado de los pilares:

1. EXTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera cara oclusal.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 3,0\text{mm}$  radio 0,75mm

Offset: 0,05mm

Velocidad de husillo: 10.000 rpm

Velocidad de avance: 3.000 mm/min

Paso vertical: 0,1mm

Paso horizontal: 0,5mm

2. HOLE ROUGHING SIDE 0: Orificio cara oclusal (asiento del tornillo).  
Herramienta: Tórica  $\varnothing 2,0\text{mm}$  radio  $0,2\text{mm}$   
Offset:  $0,00\text{mm}$   
Velocidad de husillo:  $12.700\text{ rpm}$   
Velocidad de avance:  $200\text{ mm/min}$   
Paso vertical:  $0,08\text{mm}$   
Paso horizontal:  $0,025\text{mm}$
3. HOLE FINISHING SIDE 0: Igual al número 2 (HOLE ROUGHING SIDE 0) para perfeccionar el orificio del tornillo a causa de la posible flexión de la caña de la herramienta.
4. PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 0: Acabado de las partes planas por la cara oclusal. Estas son el asiento del tornillo y el tope del pilar.  
Herramienta: Tórica  $\varnothing 2,0\text{mm}$  radio  $0,2\text{mm}$   
Offset:  $0,00\text{mm}$   
Velocidad de husillo:  $12.700\text{ rpm}$   
Velocidad de avance:  $500\text{ mm/min}$   
Paso vertical:  $0,08\text{mm}$   
Paso horizontal:  $0,025\text{mm}$
5. EXTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera cara oclusal con limite para eliminar el radio de material producido por la fresa en el paso número 1.  
Herramienta: Plana  $\varnothing 1,0\text{mm}$   
Offset:  $0,00\text{mm}$   
Velocidad de husillo:  $15.000\text{ rpm}$   
Velocidad de avance:  $700\text{ mm/min}$   
Paso vertical:  $0,1\text{mm}$   
Paso horizontal:  $0,1\text{mm}$
6. FINISHING SIDE 0: Acabado de la cara oclusal utilizando la estrategia de Z constante. La herramienta de esta estrategia se cambió después de cada 5 pilares.  
Herramienta: Esférica  $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 550 mm/min

Paso vertical: 0,005mm

Paso horizontal: 0,005mm

7. INTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera de la cara de la conexión.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 3,0$ mm radio 0,75mm

Offset: 0,05mm

Velocidad de husillo: 10.000 rpm

Velocidad de avance: 3.000 mm/min

Paso vertical: 0,1mm

Paso horizontal: 0,5mm

8. HOLE FINISHING SIDE 180: Orificios cara de la conexión.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 2,0$ mm radio 0,2mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 200 mm/min

Paso vertical: 0,08mm

Paso horizontal: 0,025mm

9. FINISHING EXTERNAL INTERFACE: Desbaste de la conexión al implante utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 1,0$ mm radio 0,2mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 25.500 rpm

Velocidad de avance: 306 mm/min

Paso vertical: 0,04mm

Paso horizontal: 0,008mm

10. PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 180: Acabado por plano de la conexión.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 2,0$ mm radio 0,2mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 400 mm/min

Paso vertical: 0,08mm

Paso horizontal: 0,025mm

11. FINISHING SIDE 180: Acabado de la cara de la conexión utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Esférica  $\varnothing$ 1,0mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 550 mm/min

Paso vertical: 0,005mm

Paso horizontal: 0,005mm

12. FINISHING RIGHT ANGLE CORNER: Acabado final de la conexión al implante, utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Plana  $\varnothing$ 0,5mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 300 mm/min

Paso vertical: 0,05mm

Paso horizontal: 0,03mm

13. EXTERNAL ROUGHING: Acabado de la cara de la conexión, utilizando la estrategia de cajera por patrón, limitada en profundidad. Esto corresponde a la parte cilíndrica del pilar. Desbaste por cajera de la cara de la conexión.

Herramienta: Tórica  $\varnothing$ 3,0mm radio 0,75mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 10.000 rpm

Velocidad de avance: 3.000 mm/min

Paso vertical: 0,1mm

Paso horizontal: 0,5mm

14. **EXTERNAL ROUGHING:** Acabado de la cara de la conexión, utilizando la estrategia de cajera por patrón, limitada en profundidad. Esto corresponde a la parte cilíndrica del pilar. Desbaste por cajera de la cara de la conexión.

Herramienta: Plana  $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,00mm

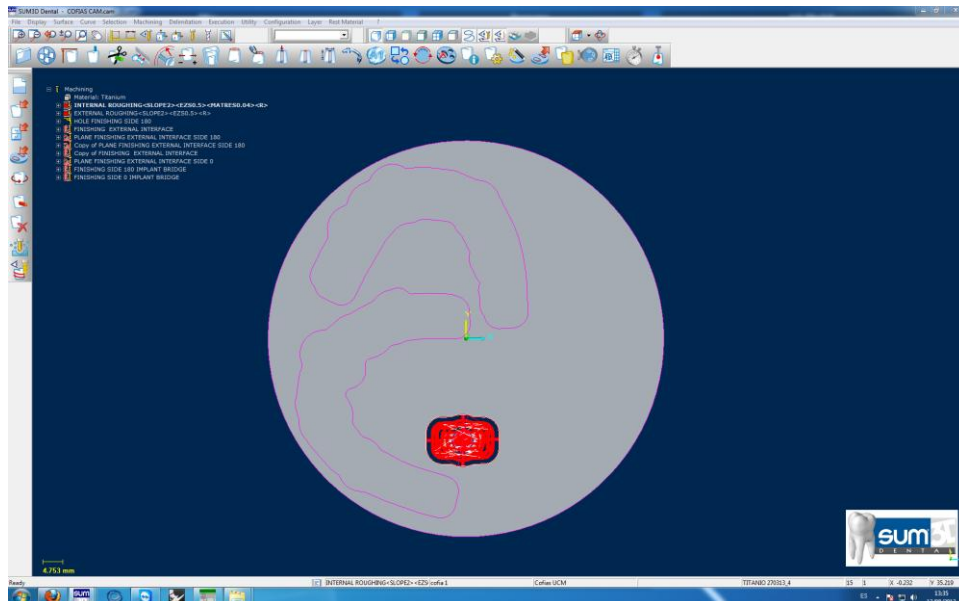
Velocidad de husillo: 15.000 rpm

Velocidad de avance: 700 mm/min

Paso vertical: 0,1mm

Paso horizontal: 0,1mm

#### 4.3.2. CAM COFIAS



**FIGURA 46.** Imagen de la cofia en el programa de CAM.

A continuación se describe la estrategia de fresado de las cofias:

1. **INTERNAL ROUGHING:** Desbaste por cajera cara inferior.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 3,0\text{mm}$  radio 0,75mm

Offset: 0,05mm

Velocidad de husillo: 10.000 rpm

Velocidad de avance: 3.000 mm/min

Paso vertical: 0,1mm

Paso horizontal: 0,5mm



2. EXTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera cara oclusal.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 3,0\text{mm}$  radio  $0,75\text{mm}$

Offset:  $0,05\text{mm}$

Velocidad de husillo:  $10.000\text{ rpm}$

Velocidad de avance:  $3.000\text{ mm/min}$

Paso vertical:  $0,1\text{mm}$

Paso horizontal:  $0,5\text{mm}$

3. HOLE FINISHING SIDE 180: Primer acabado de la parte cóncava de la cofia.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 2,0\text{mm}$  radio  $0,2\text{mm}$

Offset:  $0,00\text{mm}$

Velocidad de husillo:  $12.700\text{ rpm}$

Velocidad de avance:  $500\text{ mm/min}$

Paso vertical:  $0,08\text{mm}$

Paso horizontal:  $0,025\text{mm}$

4. FINISHING EXTERNAL INTERFACE: Segundo acabado de la parte cóncava de la cofia.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 1,5\text{mm}$  radio  $0,3\text{mm}$

Offset:  $0,00\text{mm}$

Velocidad de husillo:  $16.980\text{ rpm}$

Velocidad de avance:  $645\text{ mm/min}$

Paso vertical:  $0,01\text{mm}$

Paso horizontal:  $0,01\text{mm}$

5. PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 180: Acabado de las partes planas por la cara inferior.

Herramienta: Plana  $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset:  $0,00\text{mm}$

Velocidad de husillo:  $15.000\text{ rpm}$

Velocidad de avance:  $400\text{ mm/min}$

Paso vertical:  $0,015\text{mm}$

Paso horizontal:  $0,008\text{mm}$

6. PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 180: Acabado de las partes planas por la cara inferior limitado a la profundidad de la cofia. Contiene un offset de 0,01mm (para dejar 0,01mm de material para la siguiente estrategia).

Herramienta: Plana  $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,01mm

Velocidad de husillo: 15.000 rpm

Velocidad de avance: 400 mm/min

Paso vertical: 0,015mm

Paso horizontal: 0,008mm

7. FINISHING EXTERNAL INTERFACE: Tercer, y último, acabado de la cofia.

Herramienta: Plana  $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 15.000 rpm

Velocidad de avance: 400 mm/min

Paso vertical: 0,008mm

Paso horizontal: 0,008mm

8. PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 0: Acabado de las partes planas por la cara oclusal de la cofia.

Herramienta: Tórica  $\varnothing 2,0\text{mm}$  radio 0,2mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 200 mm/min

Paso vertical: 0,08mm

Paso horizontal: 0,025mm

9. FINISHING SIDE 180: Acabado de la cara inferior de la cofia utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Esférica  $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 550 mm/min

Paso vertical: 0,01mm

Paso horizontal: 0,005mm

10. FINISHING SIDE 0: Acabado de la cara oclusal de la cofia utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Esférica  $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 550 mm/min

Paso vertical: 0,01mm

Paso horizontal: 0,005mm

Una vez elegida nuestra estrategia de fresado, realizamos un cálculo de fabricación para dar lugar a un programa de fresado, se guarda y se procede a realizar una simulación tanto del mecanizado de los pilares como de las cofias (ver anexo videos CAD-CAM en CD adjunto). Se conecta remotamente, vía Red de Área Local (LAN), a la fresadora que realizará el trabajo y se transfiere el "programa de fresado" al destinatario.

## 4.4. MECANIZADO DE LAS ESTRUCTURAS

Una vez transferido el archivo a la controladora (sistema operativo) Heidenhain iTNC 530 de la fresadora Hermle C20U, calibrada (ver anexos) y ubicada en un espacio adecuado para su correcto funcionamiento, se coloca el disco del material en el útil de sujeción para su mecanización, se abre el programa de fresado y se ejecuta.

Una vez terminado el fresado se retira el útil con el disco del material con los cinco pilares del mismo ángulo de cono soportados por los bebederos. Se retiran las probetas del bloque ejerciendo presión digital y con una fresa de metal de laboratorio se acaban de retirar los excesos y se pule. Lo mismo se hace con las cofias.

De este modo obtenemos las probetas finales para realizar las mediciones.



**FIGURA 47.** De izquierda a derecha se observa la vista frontal de los pilares de 1° a 8° de ángulo de cono.



**FIGURA 48.** De izquierda a derecha se observa la vista oclusal de los pilares de 1° a 8° de ángulo de cono.



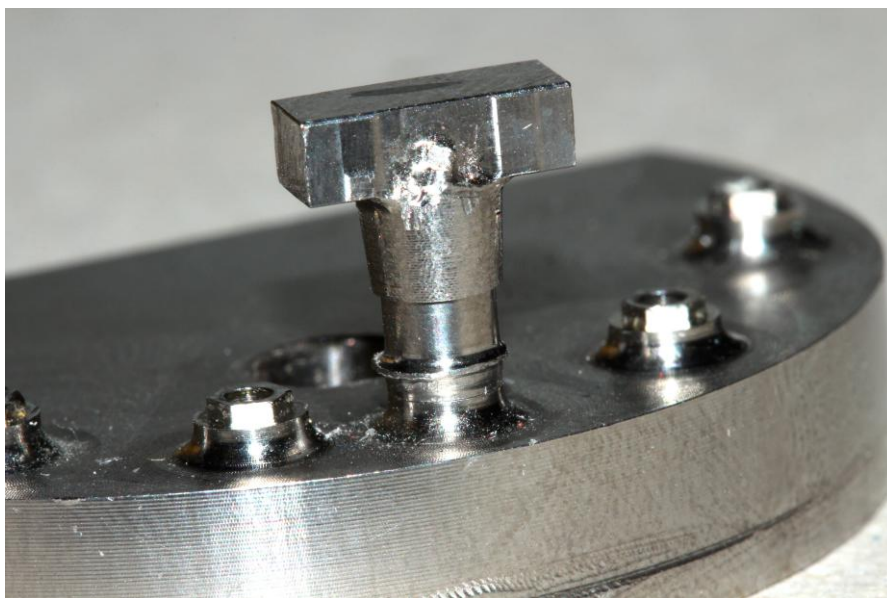
**FIGURA 49.** Detalle de los pilares cónicos.



**FIGURA 50.** Detalle de los cinco pilares y sus cinco cofias respectivas, ya numeradas.



**FIGURA 51. Detalle de dos cofias de ángulo de cono diferente.**



**FIGURA 52. Pilar atornillado sobre el soporte, con la cofia insertada y asentada en su posición final.**

Se fabricaron cinco probetas de cada ángulo de cono, dando como resultado 40 pilares y 40 cofias, es decir 40 probetas del sistema de doubles coronas.

Todo el proceso de diseño y fabricación tanto del soporte como de las probetas se realizó en la compañía Nemotec, en sus instalaciones de Arroyomolinos.

## 4.5. MEDICIÓN DE LA FUERZA DE RETENCIÓN

Para la medición de la fuerza de retención de las probetas se opta por una máquina de ensayos estáticos y de fatiga Zwick/Roell, modelo BT1-FR2.5TS.D14 y número de serie 179392, calibrada (ver anexos) de la empresa Euroortodoncia S.L. (Figs. 52,53). Esta máquina trabaja conectada a un ordenador y nos permite realizar ensayos de flexión-tracción de hasta 2500 N con una velocidad de ensayo que oscila entre 0.001-3000mm/min siendo esta independiente de la carga. Este tipo de máquinas están especialmente diseñadas para ensayos mecánicos con poca fuerza. Para este estudio se realizaron ensayos de tracción para medir el momento de fuerza de rotura, que coincide con el momento en el que el sistema de dobles coronas deja de funcionar, es decir, la cofia se separa del pilar y desaparece la fuerza de adherencia o retención producida por el contacto entre las superficies de los elementos retentivos.

Todas las mediciones fueron realizadas por el Departamento de Ingeniería de la empresa Euroortodoncia S.L. ubicada en Alcorcón (Madrid). La empresa Euroortodoncia S.L. está especializada en tecnologías de fabricación manufacturera, microfabricación, ingeniería de precisión y nanotecnologías en el campo de la ortodoncia. Esta empresa ha implantando y certificado la norma ISO 14001, para asegurar que el proceso productivo de fabricación se realiza con el mayor respeto medioambiental.



**FIGURA 52.** Sala del Departamento de Ingeniería de Euroortodoncia S.L. donde se encuentra la máquina de ensayos Zwick/Roell.





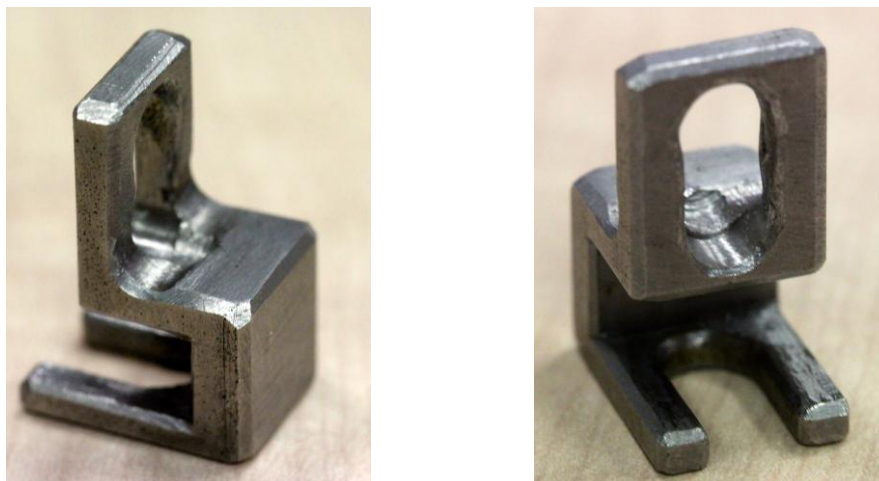
**FIGURA 53. Máquina de ensayos Zwick/Roell.**

Las mediciones se realizaron todas el mismo día en las mismas condiciones de temperatura y humedad, aproximadamente 24,8°C y 32,3% respectivamente (Fig. 54) y por el mismo operador.

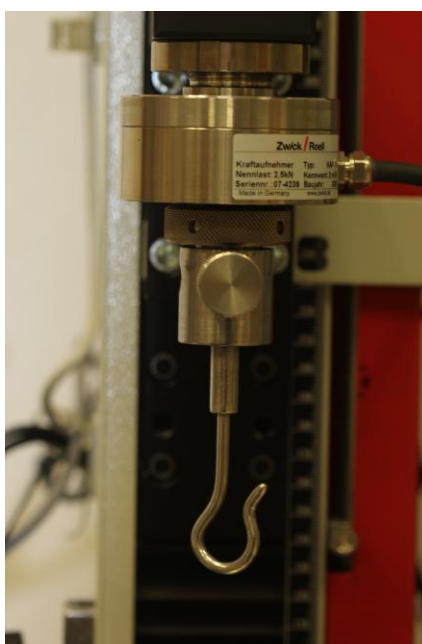


**FIGURA 54. Condiciones ambientales durante las mediciones.**

Para traccionar de la “T” de la cofia, fabricamos un útil (Fig. 55) con ayuda del tornero de la empresa Euroortodoncia S.L., en acero inoxidable, que fuera resistente, autocentrable y se acoplara al gancho del captador de fuerza (Fig. 56)



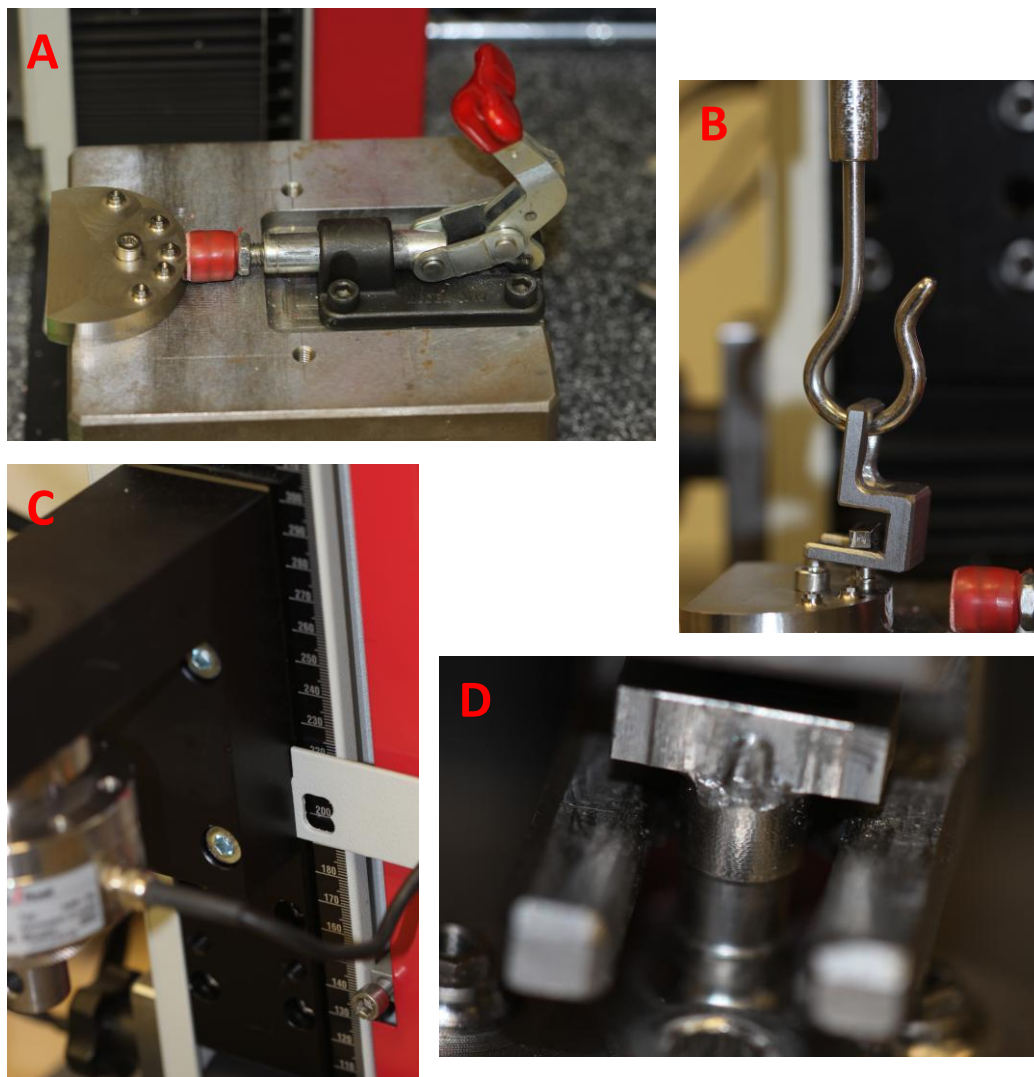
**FIGURA 55. Útil para traccionar de la cofia en la máquina.**



**FIGURA 56. Captador y gancho de la máquina.**

Una vez que tuvimos preparados todos los elementos necesarios para realizar las mediciones, procedimos a colocar el soporte en la brida de la máquina de ensayos. Atornillamos uno de los pilares con un tornillo hexagonal de titanio de 1.20mm (GT Medical, España), colocamos la cofia del ángulo de cono correspondiente y procedimos a ajustar la posición de inicio para registrarla mediante el programa informático de la máquina y reproducirla siempre para cada uno de los ensayos de tracción que se realizarían posteriormente (Fig. 57 A-D).





**FIGURA 57.** A) Se puede observar como se coloca y sujeta el soporte en la máquina de ensayos. B) Útil colocado en el gancho centrado con el eje vertical de la máquina. C) Ajuste posición inicial del ensayo. D) Detalle de la colocación del útil en la cofia para traccionar de ella.

Se configuró el programa del ensayo de tracción con una precarga de 0,5N y una velocidad de 1mm/min. El proceso que se llevó a cabo para todas las probetas del estudio fue siempre el mismo. Sobre el soporte, siempre colocado en la misma posición y fijado al soporte de la máquina mediante un tornillo largo de acero (Fig. 57A ) y que no se retiró en ningún momento hasta la finalización de las mediciones, se atornilló en la conexión hexagonal central, el pilar correspondiente, mediante un tornillo hexagonal de titanio de 1.20mm (GT Medical, España) con un torque de 20N, el recomendado por la casa comercial, con una llave dinamométrica nueva con torque variable. Para cada juego de probetas de empleo un tornillo nuevo. Se situó la cofia sobre el pilar hasta llegar a su posición final y se aplicó una carga de 30N. Se colocó el útil para traccionar

de la cofia en el gancho del captador de fuerza, se reinicia la posición inicial del estudio determinada anteriormente, se sitúa el útil en la “T”, se vuelve a reiniciar la posición inicial a fuerza cero y se procede a comenzar el ensayo. Se tomaron cinco mediciones por cada probeta de la fuerza máxima en Newtons (ver anexos), la cual correspondía al momento en que el sistema perdía su función retentiva al perder el contacto entre las superficies de los elementos retentivos, así como la curva resultante de cada medición.

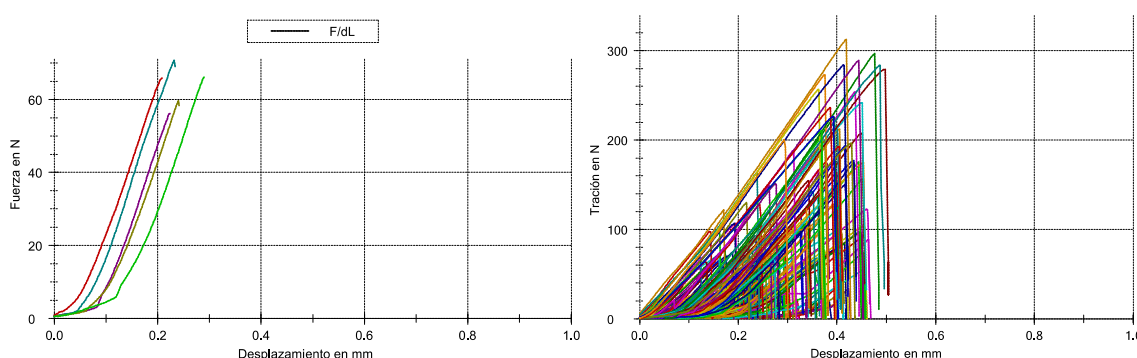


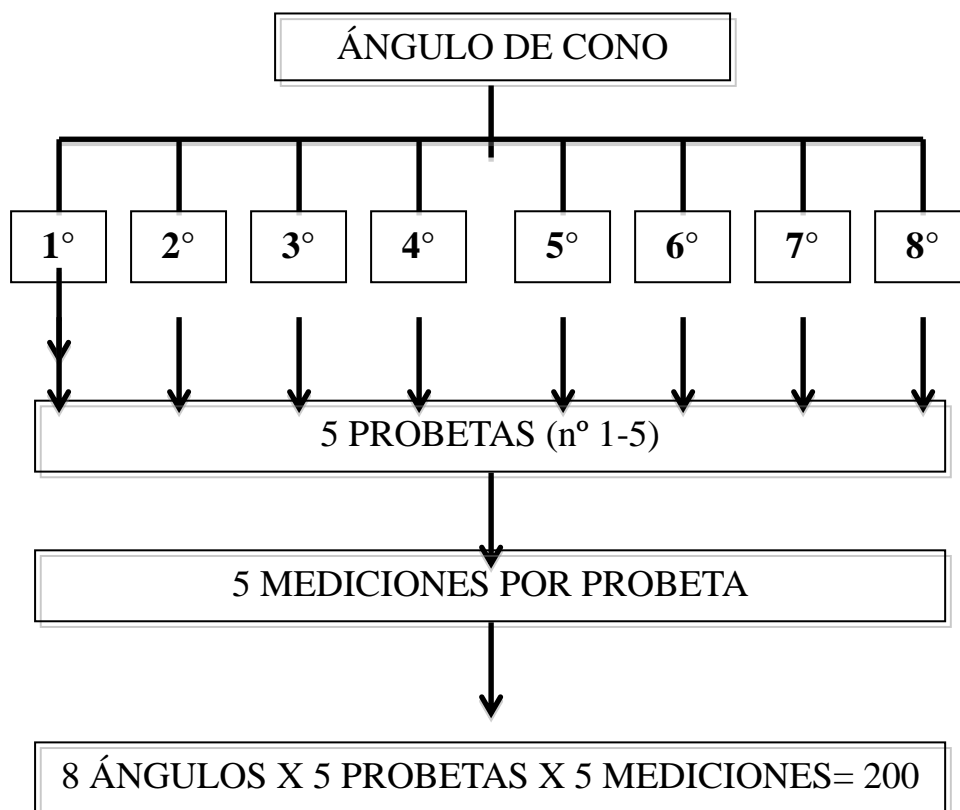
FIGURA 58. Gráficas del programa de la máquina de ensayos.

## 4.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis estadístico se ha empleado la aplicación IBM SPSS Statistics 20. Las herramientas y técnicas estadísticas utilizadas han sido: análisis exploratorio y descriptivos clásicos de variables cuantitativas con test de bondad de ajuste al modelo normal de Gauss (Kolmogorov-Smirnov cuando  $n > 50$  y Shapiro-Wilk cuando  $n < 50$ ) y diagramas de caja para la detección de valores atípicos (*outliers*); pruebas de significación de diferencia de medias: Anova con test de contrastes múltiples a posteriori de Tukey; estimación de modelos predictivos de regresión: lineal, cuadrático, cúbico, logarítmico, etc., calculando parámetros y bondad de ajuste  $R^2$ .

El estudio presenta una variable categórica con cinco niveles, que corresponde con el número de probeta de cada ángulo de cono y dos variables cuantitativas, una sería la variable independiente, cada uno de los ocho ángulos de cono a estudiar y la otra, la variable dependiente, la fuerza de retención obtenida en cada ensayo.

Finalmente los datos obtenidos por cada juego de cinco probetas del mismo ángulo de cono fueron 25, dando un total de 200 mediciones, ya que estudiamos ocho ángulos diferentes (Fig. 59).



**FIGURA 59.** Esquema distribución de las probetas del estudio.

## **5. RESULTADOS**



## 5. RESULTADOS

### 5.1. FUERZA DE RETENCIÓN EN FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE CONO

En esta primer parte del análisis estadístico se comparan entre sí los resultados obtenidos en las cinco probetas de cada uno de los ángulos de cono. No se puede tratar de construir un modelo predictivo con la totalidad de los datos ( $N=200$ ) puesto que se realizan medidas repetidas (cinco ensayos por cada probeta) dentro de cada ángulo. Por tanto, el objetivo de esta primera parte es determinar si a cada ángulo de cono, se le puede hacer corresponder un único valor de fuerza de retención, o bien se deben de emplear más de uno con la intención de ganar en fiabilidad minimizando en lo posible los errores de estimación del futuro modelo.

Para esta comparación se define como variable dependiente, los valores de fuerza y como variable independiente o factor diferencial el número de probeta dentro de ángulo de cono (cinco categorías por ángulo). Por ello la técnica estadística más adecuada es el conocido Análisis de Varianza (ANOVA) de un factor de efectos fijos, acompañado de un test a posteriori de contraste múltiple, en esta se opta por Tukey que es uno de los más utilizados.

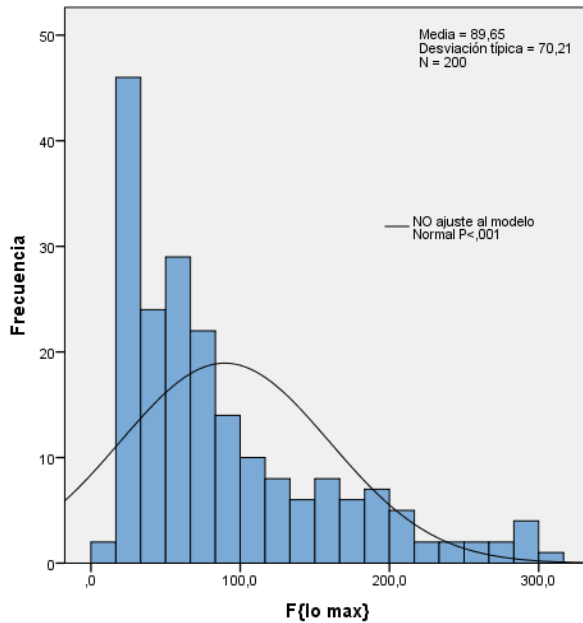
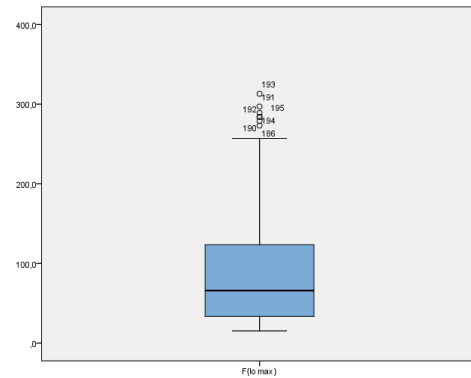
Previamente a la utilización de esta técnica, es necesario realizar un análisis exploratorio y descriptivo de la variable dependiente, atendiendo a la existencia o no de valores atípicos fuera de rango (*outliers*) y al grado de ajuste al modelo de la campana de Gauss. Este análisis previo, se realiza tanto con el conjunto total de valores, como con cada uno de los subconjuntos. La muestra total se compone de 200 valores, procedentes de las medidas repetidas en cinco ensayos en cada una de las cinco probetas con ocho ángulos de cono distintos. Estos valores presentan una marcada asimetría positiva ( $As=1,220$ ) con más presencia de valores bajos (Fig. 60,61) que tiene como consecuencia la aparición de algunos, pocos, valores en el extremo superior que se comportan como *outliers*, aunque no se va a prescindir de ellos ya que se asocian con los valores de las últimas probetas dentro del menor ángulo de cono estudiado y por tanto son necesarios para el estudio. Este grado de asimetría, así mismo, implica un desvío significativo ( $p<,001$ ) del modelo normal de Gauss según el test de Kolmogorov-

Smirnov. La variable fuerza se distribuye con media  $89,65\text{N} \pm \text{d.t. } 70,21\text{N}$  dentro de un rango de valores: 15,4–313,0N. El resto de descriptivos de la variable se resumen en la tabla 3.

**Tabla 3:** Estadísticos descriptivos.

Variable F (Fuerza retención en Newton-N) Muestra total. N=200

Estadísticos	F
Media	89,65
IC 95%: límite inferior	79,86
IC 95%: límite superior	99,44
Error típico de la media	4,96
Mediana	66,05
Mínimo	15,4
Máximo	313,0
Rango	297,6
Desviación típica	70,21
Varianza	4929,43
Coefficiente de variación	78,32
Asimetría	1,220
Curtosis	0,787
Test K-S: valor P-sig	,000

**Figura 60:** Histograma. Variable F Muestra total**Figura 61:** Diagrama de caja. Variable F Muestra total

A continuación se procede ya a comparar los resultados entre probetas dentro de cada grado de conicidad.

### ***Ángulo de cono 8°***

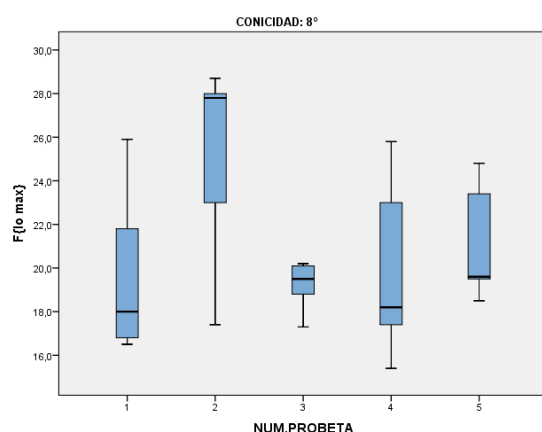
La tabla 4 contiene los valores descriptivos de los cinco ensayos realizados en cada probeta. El comportamiento de la variable en cada grupo no difiere significativamente ( $p>,05$ ) del modelo de la normal de Gauss. No se observa ningún valor fuera de rango con respecto a los demás (Fig. 62). No se encuentran diferencias que puedan ser consideradas como estadísticamente significativas ( $p>,05$ ) entre las medias de los ensayos de las cinco probetas. Por tanto todos los valores podrían ser considerados como un único conjunto con media total de fuerza de retención de 21,02N.



**Tabla 4:** Descriptivos y ANOVA de 1 factor. Variable F. Ángulo de cono 8°

Estadísticos (N=5)			Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4	Probeta 5	Total (N=25)
Media			19,80	24,98	19,18	19,96	21,16	21,02
Desviación típica			4,01	4,80	1,19	4,30	2,76	3,95
Test S-W: valor P-sig			,242 <sup>NS</sup>	,124 <sup>NS</sup>	,338 <sup>NS</sup>	,566 <sup>NS</sup>	,234 <sup>NS</sup>	,381 <sup>NS</sup>
FACTOR	g.l	M.C.	F	p	Eta <sup>2</sup> parcial	Potencia	Subgrupos. Tukey	
Probeta	4	27,12	2,04	,128 <sup>NS</sup>	,147	,503	Único: 1. 2. 3. 4. 5.	

NS = no significativo (p&gt;,050) \* Significativo al 5% \*\* Altamente Significativo a 1%

**Figura 63:** Diagrama de caja. Variable F. Ángulo de cono 8°

### Ángulo de cono 7°

La tabla 5 contiene los resultados. De nuevo, en cada probeta los valores de la variable tienen una distribución que no se aleja significativamente del modelo normal ( $p>,05$ ). Se ha encontrado un único valor atípico, en la probeta 2, pero es despreciable (fig. 64) por estar dentro de rango de los valores de otras probetas. Al comparar las medias obtenidas (durante los cinco ensayos) en cada probeta se han encontrado diferencias que presentan significación estadística con  $p<,05$  (tabla 5) potencia elevada y tamaño del efecto moderado (0,332). El test múltiple a posteriori, ha determinado tres subgrupos de medias internamente homogéneas ( $p>,05$ ) pero diferentes entre sí ( $p<,05$ ). En concreto, el grupo A estaría formado solamente por la probeta nº 2, el grupo B por

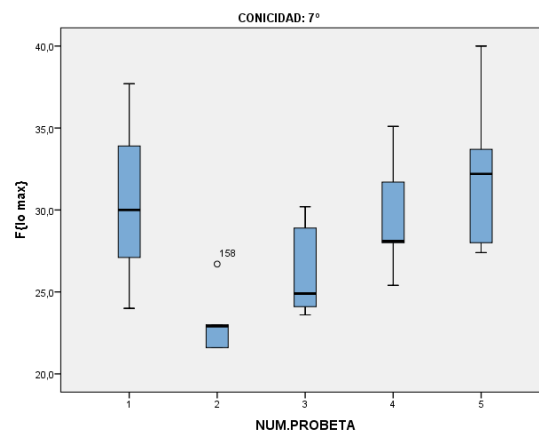
las probetas 3 y 4, y el grupo C: por la 1 y la 5. De esta manera, no es posible considerar a todos los valores como un grupo único. Se van a formar tres grupos, cuyos medias respectivas de fuerza de retención son: 23,16N; 28,00N y 31,40N que se corresponden, por tanto, con el ángulo de cono de 7°.

**Tabla 5:** Descriptivos y ANOVA de 1 factor. Variable F. Ángulo de cono 7°

Estadísticos (N=5)		Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4	Probeta 5	Total (N=25)
Media		30,54	23,16	26,34	29,66	32,26	28,39
Desviación típica		5,42	2,09	3,00	3,78	5,09	4,98
Test S-W: valor P-sig		,952 <sup>NS</sup>	,173 <sup>NS</sup>	,204 <sup>NS</sup>	,692 <sup>NS</sup>	,506 <sup>NS</sup>	,841 <sup>NS</sup>
FACTOR	g.l	M.C.	F	p	Eta <sup>2</sup> parcial	Potencia	Subgrupos. Tukey
Probeta	4	65,96	3,98	,016 *	,332	,823	A: 2. / B: 3. 4. / C: 1. 5.

NS = no significativo (p>,050) \* Significativo al 5% \*\* Altamente Significativo a 1%

**Figura 64:** Diagrama de caja. Variable F. Ángulo de cono 7°



### Ángulo de cono 6°

Los resultados se resumen en tabla 6. De nuevo, los valores dentro de cada grupo se comportan conforme a un modelo tipo campana de Gauss (p>,05). La figura 65 revela la presencia de un par de valores *outlier*: uno de ellos es claramente despreciable, el de la probeta 1 por encontrarse en rango con los de las demás; solamente el valor atípico observado en la probeta 5 podría alterar mínimamente los resultados del contraste, pero visto el Anova, no ha sido así. Según este test, las diferencias observadas

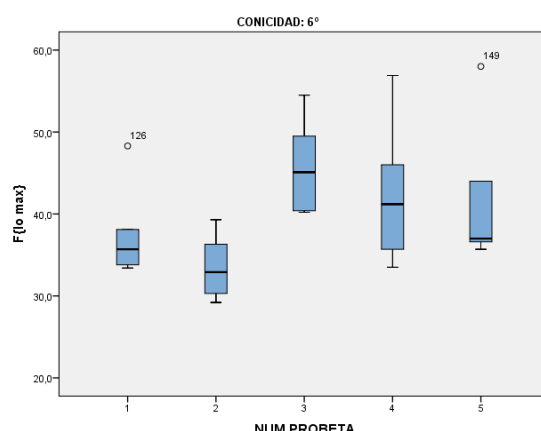
entre las medias de las cinco probetas no alcanzan significación estadística ( $p>,05$ ) por lo que se pueden considerar todos los valores como un grupo único de media de fuerza de retención de 40,46N que se correspondería con el valor del ángulo de cono de 6°.

**Tabla 6:** Descriptivos y ANOVA de 1 factor. Variable F. Ángulo de cono 6°

Estadísticos (N=5)			Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4	Probeta 5	Total (N=25)
Media			37,86	33,60	45,94	42,66	42,26	40,46
Desviación típica			6,13	4,20	6,13	9,33	9,40	7,99
Test S-W: valor P-sig			,177 <sup>NS</sup>	,698 <sup>NS</sup>	,473 <sup>NS</sup>	,623 <sup>NS</sup>	,155 <sup>NS</sup>	,647 <sup>NS</sup>
FACTOR	g.l	M.C.	F	p	Eta <sup>2</sup> parcial	Potencia	Subgrupos. Tukey	
Probeta	4	114,91	2,14	,113 <sup>NS</sup>	,160	,527	Único: 1. 2. 3. 4. 5.	

NS = no significativo ( $p>,050$ ) \* Significativo al 5% \*\* Altamente Significativo a 1%

**Figura 65:** Diagrama de caja. Variable F. Ángulo de cono 6°

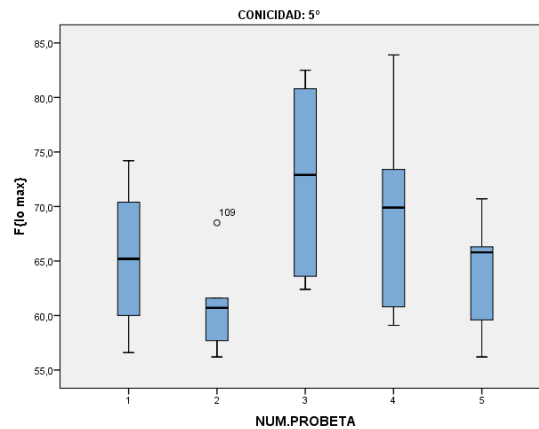


## Ángulo de cono 5°

Los resultados del análisis se resumen en la tabla 7. Una vez más los datos se ajustan bien al modelo normal de Gauss ( $p>,05$ ). Solamente se ha detectado un valor atípico, pero sin ninguna trascendencia (Fig. 66). Las diferencias encontradas entre las medias no pueden ser consideradas como estadísticamente significativas con  $p>,05$  y consecuencia todos los valores pueden formar un grupo único representado por su media total de fuerza de retención de 66,36N para el ángulo de cono de 5°.

**Tabla 7:** Descriptivos y ANOVA de 1 factor. Variable F. Ángulo de cono 5°

Estadísticos (N=5)			Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4	Probeta 5	Total (N=25)
Media			65,28	60,94	72,44	69,42	63,72	66,36
Desviación típica			7,23	4,76	9,36	10,08	5,77	8,19
Test S-W: valor P-sig			,848 <sup>NS</sup>	,512 <sup>NS</sup>	,289 <sup>NS</sup>	,649 <sup>NS</sup>	,742 <sup>NS</sup>	,825 <sup>NS</sup>
FACTOR	g.l	M.C.	F	p	Eta <sup>2</sup> parcial	Potencia	Subgrupos. Tukey	
Probeta	4	104,80	1,76	,176 <sup>NS</sup>	,113	,441	Único: 1. 2. 3. 4. 5.	

NS = no significativo ( $p > ,050$ ) \* Significativo al 5% \*\* Altamente Significativo a 1%**Figura 66:** Diagrama de caja. Variable F. Ángulo de cono 5°

### Ángulo de cono 4°

Los resultados del análisis se encuentran en tabla 8. De nuevo todos los valores de los cinco grupos se acomodan al modelo campana de Gauss ( $p > ,05$ ). Se han detectado 3 valores atípicos en las probetas 3, 4 y 5 que son más altos que los demás en ese rango (fig. 7). Una posibilidad habría sido prescindir de ellos, y otra sustituirlos por la mediana del resto de valores de su serie; ambas estrategias son muy comunes. No obstante, finalmente, se decidió mantenerlos en el análisis en orden a considerar para el futuro estudio la variabilidad que pueden aportar. Bajo este planteamiento, las diferencias detectadas entre las medias de las cinco probetas presentan significación estadística con  $p < ,01$  entre sí. La potencia es alta y el tamaño del efecto moderado

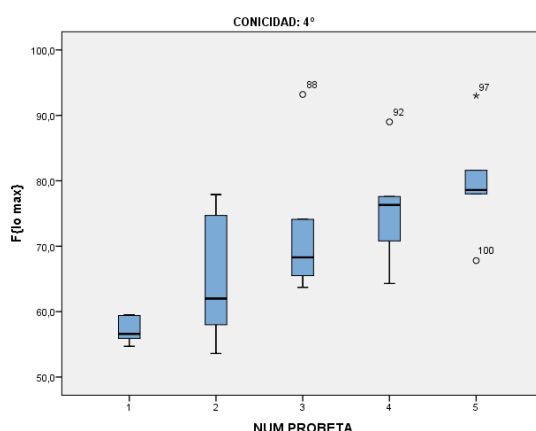
(0,383). Los test de comparaciones múltiples a posteriori revelan la formación de dos subgrupos internamente homogéneos ( $p>,05$ ) pero distintos entre sí ( $p<,05$ ) formados: el A por las probetas 1 y 2, y el B por las tres restantes.

**Tabla 8:** Descriptivos y ANOVA de 1 factor. Variable F. Ángulo de cono 4°

Estadísticos (N=5)			Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4	Probeta 5	Total (N=25)
Media			57,22	65,24	72,96	75,60	79,80	70,16
Desviación típica			2,15	10,58	11,98	9,15	9,03	11,75
Test S-W: valor P-sig			,326 <sup>NS</sup>	,460 <sup>NS</sup>	,115 <sup>NS</sup>	,900 <sup>NS</sup>	,749 <sup>NS</sup>	,970 <sup>NS</sup>
FACTOR	g.l	M.C.	F	p	Eta <sup>2</sup> parcial	Potencia	Subgrupos. Tukey	
Probeta	4	402,52	4,73	,008**	,383	,890	A: 1. 2. / B: 3. 4. 5.	

NS = no significativo ( $p>,050$ ) \* Significativo al 5% \*\* Altamente Significativo a 1%

**Figura 67:** Diagrama de caja. Variable F. Ángulo de cono 4°



### Ángulo de cono 3°

El resumen de este análisis se presentan en la tabla 9. Como en los casos anteriores, se cumple el ajuste al modelo normal ( $p>,05$ ) en todas los conjuntos de valores, aunque es destacable que en el caso de la probeta 2 es por escaso margen. No obstante, para que desvío hubiese sido considerado como grave tendría que haber presentado un valor  $p<,01$  y ese margen ya está más lejano. La figura 68 muestra varios puntos fuera de rango, pero solamente de ellos podrían ser distorsionantes dos de ellos. Como en el ángulo de cono anterior, se decide mantenerlos en el estudio para conservar

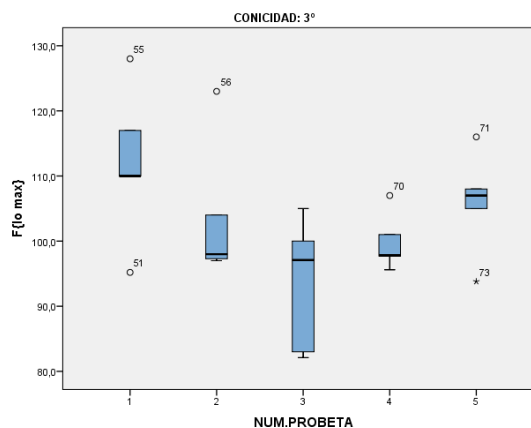
la información en forma de variabilidad que aportan. En el contraste de diferencia entre las medias, el Anova no consigue detectar significación ( $p > ,05$ ) pero por escaso margen ( $p = ,064$ ). Por esta razón, los test de comparaciones múltiples sí que son capaces de formar subgrupos distintos ( $p < ,05$ ) entre sí con las medias de las probetas. En concreto, un grupo A con la probeta 3 (media 93,44N), otro grupo B con las probetas 2, 4 y 5 (media combinada: 103,21N) y el último C, con la probeta 1 (media 112,04N). En consecuencia parece más adecuado asignar estos valores al ángulo de cono de  $3^\circ$ , que usar solo la media total.

**Tabla 9:** Descriptivos y ANOVA de 1 factor. Variable F. Ángulo de cono  $3^\circ$

Estadísticos (N=5)		Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4	Probeta 5	Total (N=25)
Media		112,04	103,86	93,44	99,82	105,96	103,02
Desviación típica		11,95	11,08	10,34	4,45	7,98	10,78
Test S-W: valor P-sig		,848 <sup>NS</sup>	,068 <sup>NS</sup>	,279 <sup>NS</sup>	,327 <sup>NS</sup>	,668 <sup>NS</sup>	,868 <sup>NS</sup>
FACTOR	g.l	M.C.	F	p	Eta <sup>2</sup> parcial	Potencia	Subgrupos. Tukey
Probeta	4	240,91	2,64	,064 <sup>NS</sup>	,215	,628	A: 3. / B: 2. 4. 5. / C: 1.

NS = no significativo ( $p > ,050$ ) \* Significativo al 5% \*\* Altamente Significativo a 1%

**Figura 68:** Diagrama de caja. Variable F. Ángulo de cono  $3^\circ$



### Ángulo de cono $2^\circ$

Los resultados de la tabla 10, indican que los datos se acomodan al modelo de la campana de Gauss ( $p > ,05$ ) en todos los grupos, con la excepción de la probeta 2 donde

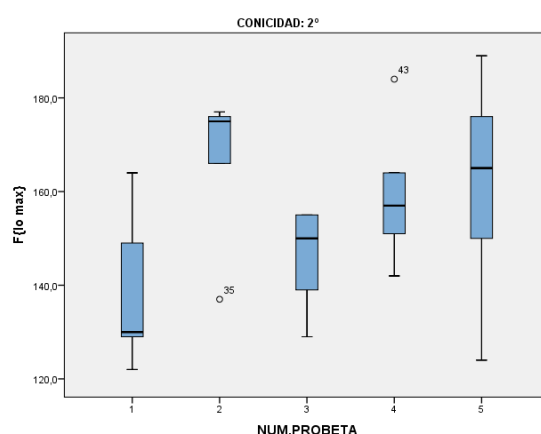
se aprecia un cierto desvío pero que al ser leve puede ser obviado. En cuanto a la presencia de valores atípicos (Fig. 69) aunque se aprecian dos, no presentan problema al estar dentro del rango de valores del resto de ensayos de las otras probetas. La técnica Anova de contraste entre las medias no ha detectado diferencias entre ellas, que puedan ser consideradas como estadísticamente significativas con  $p > ,05$  de forma que el conjunto total de valores correspondientes al ángulo de cono de  $2^\circ$  puede ser representado por su media total de fuerza de retención de 154,20N.

**Tabla 10:** Descriptivos y ANOVA de 1 factor. Variable F. Ángulo de cono  $2^\circ$

Estadísticos (N=5)		Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4	Probeta 5	Total (N=25)
Media		138,80	166,20	145,60	159,60	160,80	154,20
Desviación típica		17,29	16,90	11,35	15,85	25,07	19,38
Test S-W: valor P-sig		,395 <sup>NS</sup>	,022 <sup>*</sup>	,257 <sup>NS</sup>	,803 <sup>NS</sup>	,897 <sup>NS</sup>	,969 <sup>NS</sup>
FACTOR	g.l	M.C.	F	p	Eta <sup>2</sup> parcial	Potencia	Subgrupos. Tukey
Probeta	4	659,80	2,07	,123 <sup>NS</sup>	,151	,511	Único: 1. 2. 3. 4. 5.

NS = no significativo ( $p > ,050$ ) \* Significativo al 5% \*\* Altamente Significativo a 1%

**Figura 69:** Diagrama de caja. Variable F. Ángulo de cono  $2^\circ$



### Ángulo de cono de $1^\circ$

La tabla 11 resumen todos los resultados. Como ha sido la norma, los valores de la variable en cada uno de los grupos analizados presentan un buen ajuste a la campana

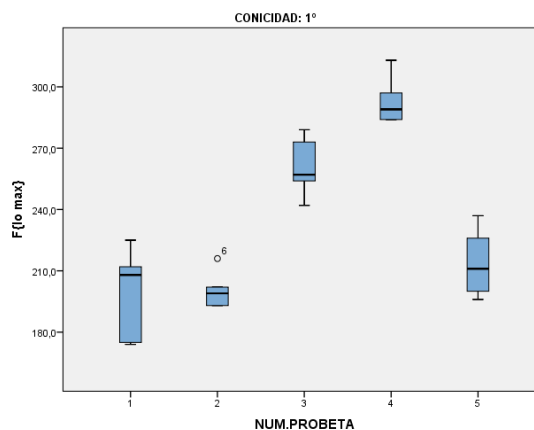
de Gauss ( $p>,05$ ). Apenas se ha observado (Fig. 10) un único valor fuera de rango (probeta 2) pero es completamente despreciable. El contraste entre las medias presenta unas diferencias entre probetas altamente significativas ( $p<,001$ ) con muy elevada potencia y tamaño del efecto alto (0,846). En concordancia con este, los test múltiples a posteriori detectan la existencia de tres claros subgrupos de medias distintas entre sí ( $p<,01$ ): el grupo A que estaría formado por las probetas 1, 2 y 5 (con media combinada: 204,47N), el grupo B donde solamente se encontraría la probeta número 3 (media 261,00N) y el grupo C donde solamente está la probeta 4 (media 293,40N). Por tanto lo recomendable es poner en correspondencia estos 3 valores para el ángulo de cono de  $1^\circ$ .

**Tabla 11:** Descriptivos y ANOVA de 1 factor. Variable F. Ángulo de cono  $1^\circ$

Estadísticos (N=5)			Probeta 1	Probeta 2	Probeta 3	Probeta 4	Probeta 5	Total (N=25)
Media			198,80	200,60	261,00	293,40	214,00	233,56
Desviación típica			23,06	9,45	14,95	12,18	17,33	40,94
Test S-W: valor P-sig			,237 <sup>NS</sup>	,205 <sup>*</sup>	,753 <sup>NS</sup>	,185 <sup>NS</sup>	,631 <sup>NS</sup>	,661 <sup>NS</sup>
FACTOR	g.l	M.C.	F	p	Eta <sup>2</sup> parcial	Potencia	Subgrupos. Tukey	
Probeta	4	8763,74	33,88	,000**	,846	>,999	A: 1. 2. 5. / B: 3. / C: 4.	

NS = no significativo ( $p>,050$ ) \* Significativo al 5% \*\* Altamente Significativo a 1%

**Figura 70:** Diagrama de caja Variable F. Ángulo de cono  $1^\circ$





La consecuencia que se deriva de estos análisis es que a medida que disminuye el ángulo de cono, aumenta la fuerza de retención del sistema. Igualmente, dependiendo del ángulo, se pueden asignar uno o más valores de fuerza de retención, lo cual nos permitirá la construcción de modelos predictivos, dependiendo de que haya o no diferencias significativas entre las probetas.

Los pares de valores que sugieren los resultados de los análisis se resumen en la tabla 12:

**Tabla 12: Correspondencia de valores.**

Ángulo de cono	F promedio		
8°	21,02		
7°	23,16	28,00	31,40
6°	40,46		
5°	66,36		
4°	61,23	76,12	
3°	93,44	103,21	112,04
2°	154,20		
1°	204,47	261,00	293,40

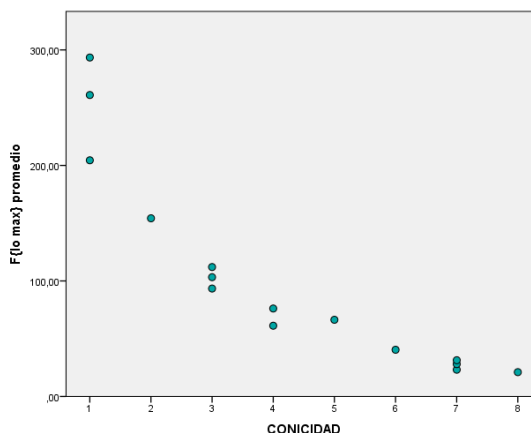
## 5.2. MODELOS DE PREDICCIÓN PROMEDIO

El objetivo de esta segunda parte es construir un modelo de pronóstico, tanto de la fuerza de retención promedio predicha desde el ángulo de cono, como el ángulo de cono predicho desde la fuerza de retención promedio.

Para ello se van a verificar varias opciones partiendo del modelo de regresión lineal simple y comprobando diversas posibilidades dentro de modelos de relación curvilínea, en la búsqueda del que mejor se ajuste en orden a minimizar los errores de estimación/pronóstico.

En primer lugar con los pares de valores indicados en la anterior tabla 10, se trazó el diagrama de dispersión de la figura 71. Como se deducía de la simple observación directa de dichos valores, las variables están relacionadas de forma inversa, es decir que los valores mayores en una de ellas se asocian los valores menores en la otra, y viceversa. Lo que el gráfico añade por un lado, es que la intensidad de la relación es alta o muy alta viendo la proximidad de los puntos entre sí dentro de cada distribución condicional de la nube de puntos. Y por otro lado, que la disposición de los mismos confirma más claramente una tendencia curvilínea que lineal. Esta cuestión quedará demostrada por el grado de ajuste de estos datos empíricos con cada modelo.

**Figura 71:** Diagrama de dispersión. Asociación entre **Ángulo de cono** y **F prom**



### **5.2.1. MODELO DE PREDICCIÓN DE FUERZA DE RETENCIÓN DESDE EL ÁNGULO DE CONO**

La tabla 13 contiene el resumen de todos los modelos, el lineal y los curvilíneos con los que se ha probado. En ella se puede observar que aunque el ajuste lineal no es malo (0,796) es peor que el que logra en los modelos curvilíneos, confirmando así la impresión ocular anterior. Entre estos modelos curvos el grado de ajuste es muy bueno en todos ellos (>0,900). El mejor, entre ellos, ha resultado ser el modelo de regresión exponencial que consigue un grado de ajuste del 97,2% (Fig. 72). Sus parámetros: 302,158 y -0,335 nos permiten construir la siguiente ecuación de predicción:

$$F = -0,352 \times \text{Ángulo de cono} + \text{Ln}(322,235)$$

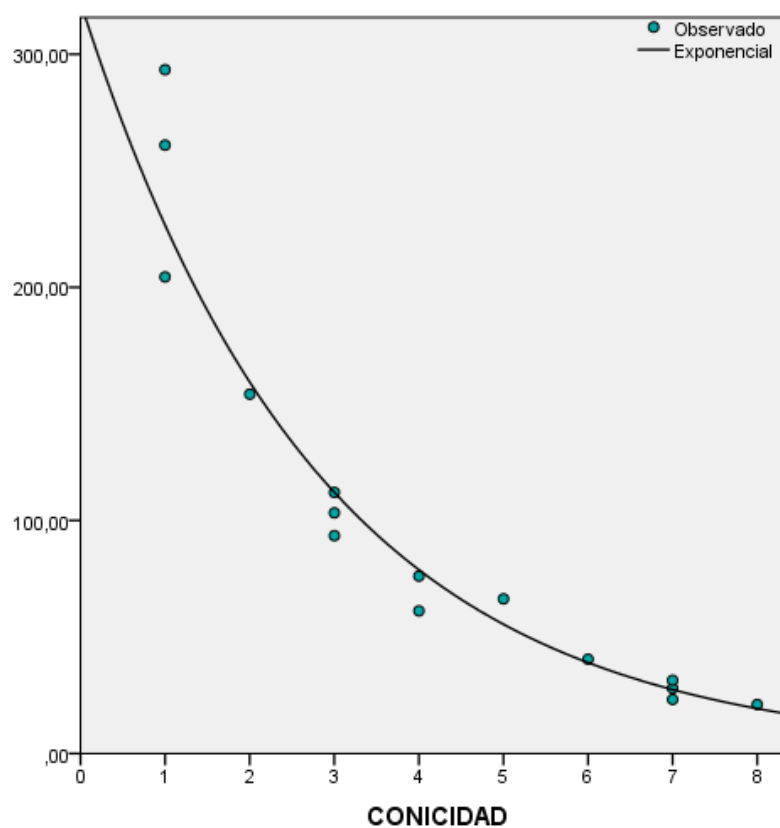
equivalente en su expresión lineal a:

$$F = 322,235 \times e^{0,352 \times \text{Ángulo de cono}}$$

**Tabla 13:** Modelos predictivos. Estimación de F promedio desde Ángulo de cono.

Ecuación	Resumen del modelo				Estimación de los parámetros			
	Ajuste R <sup>2</sup>	g.l.	F	p	Constante	B1	B2	B3
Lineal	,796	1 ; 13	50,71	,000**	237,329	-32,104		
Logarítmica	,940	1 ; 13	204,01	,000**	242,210	-114,139		
Inversa	,939	1 ; 13	199,98	,000**	3,596	255,999		
Cuadrática	,939	2 ; 12	92,09	,000**	330,792	-93,564	7,126	
Cúbica	,955	3 ; 11	77,94	,000**	381,788	-153,027	24,092	-1,338
Potencial	,936	1 ; 13	188,94	,000**	293,571	-1,130		
Logística	,628	1 ; 13	21,96	,000**	$2,7 \times 10^{-4}$	2,090		
Exponencial	,972	1 ; 13	451,199	,000**	322,235	-0,352		

**Figura 72:** Modelo EXPONENCIAL



### 5.2.2. MODELO DE PREDICCIÓN DEL ÁNGULO DE CONO DESDE FUERZA DE RETENCIÓN

En este caso, se trata de construir el modelo inverso del anterior. La tabla 14 contiene el resumen de todos los modelos, el lineal y los curvilíneos, con los que se ha probado. Lógicamente al tratarse de la misma relación, el modelo lineal tiene el mismo grado de ajuste y es peor que los curvilíneos, quienes de nuevo tienen ajustes muy buenos ( $>0,900$ ). El modelo con mejor ajuste ahora es el cúbico con un 98% de variabilidad explicada (Fig. 73). Sus constantes nos permite construir la siguiente fórmula de predicción:

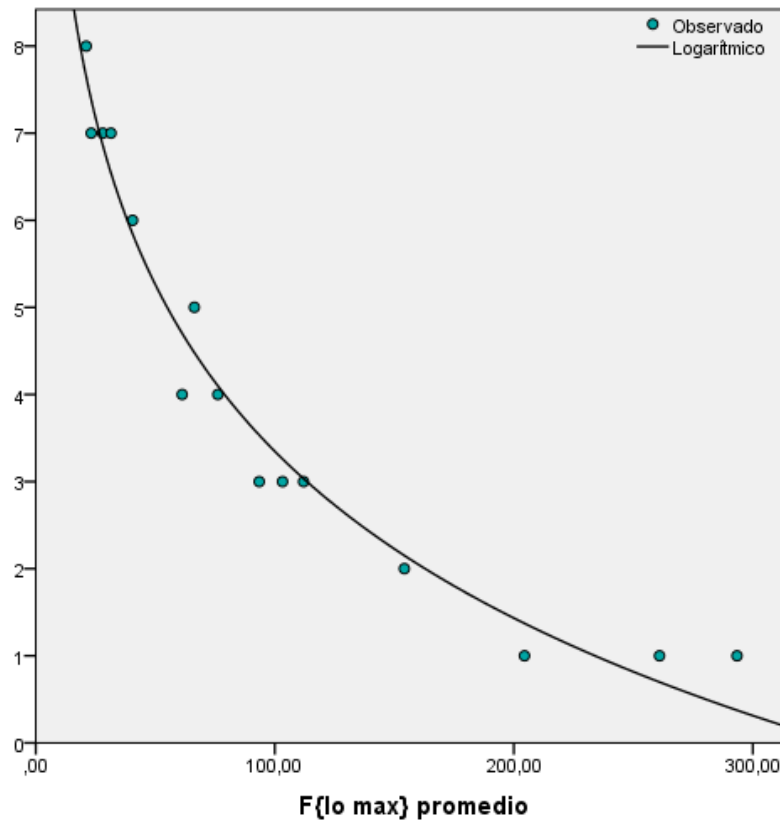
$$\text{Ángulo de cono} = 9,455 - 0,098 \times F + 0,0004 \times F^2 - 5,4 \times 10^{-7} \times F^3$$

No obstante, por el principio de parsimonia matemática seguramente será mucho más adecuada la ecuación de regresión logarítmica que con un grado de ajuste muy parecido (97,2% apenas un 0,8% menos que la anterior) tiene una expresión más simple y con estructura de ecuación lineal:

$$\text{Ángulo de cono} = 16,065 - 2,762 \times \ln(F)$$

**Tabla 14:** Modelos predictivos. Estimación del Ángulo de cono desde F

Ecuación	Resumen del modelo				Estimación de los parámetros			
	Ajuste $R^2$	g.l.	F	p	Constante	B1	B2	B3
Lineal	,796	1 ; 13	50,71	,000**	6,727	-0,025		
Logarítmica	,972	1 ; 13	451,20	,000**	16,065	-2,762		
Inversa	,903	1 ; 13	120,40	,000**	1,260	156,420		
Cuadrática	,970	2 ; 12	192,00	,000**	8,748	-0,071	$1,6 \times 10^{-4}$	
Cúbica	,980	3 ; 11	177,970	,000**	9,455	-0,098	$3,9 \times 10^{-4}$	- $5,4 \times 10^{-7}$
Potencial	,936	1 ; 13	188,94	,000**	119,530	-0,828		
Logística	,835	1 ; 13	65,776	,000**	0,032	1,014		
Exponencial	,940	1 ; 13	204,011	,000**	7,902	-0,008		

**Figura 73: Modelo LOGARÍTMICO.**

### 5.3. MODELOS DE PREDICCIÓN EN PROBETA

A la vista de los resultados obtenidos en la primera parte del estudio que provocó una disparidad en el número de valores asignados/emparejados entre las dos variables objeto de análisis, se ha optado por repetir la búsqueda de los modelos predictivos con una segunda estrategia. En ésta, se van a tomar como valores de fuerza de retención todas las medias de todas las probetas (5) que se han utilizado en cada ángulo de cono. Esto aumenta el tamaño de la muestra, lo que en principio aumentaría la fiabilidad de los análisis anteriores, aunque dadas las altísimas significaciones y los elevados grados de ajuste de los modelos, no se esperan grandes cambios.

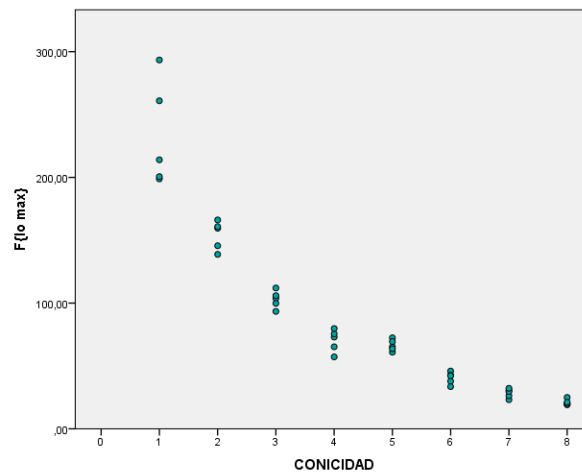
La tabla 15 muestra cuáles son ahora las correspondencia entre los valores de ambas variables, desde los que se van a analizar los posibles modelos a construir. Los valores de fuerza de retención se pueden comprobar en las tablas de los Anovas (nº 2 a

la 9). La figura 74 muestra una relación muy similar a la anterior, con una evidente tendencia curvilínea.

**Tabla 15:** Correspondencia de valores.

Grados de conicidad	F en probeta				
8º	19,80	24,98	19,18	19,96	21,15
7º	30,54	23,16	26,34	29,66	32,26
6º	37,86	33,60	45,94	42,94	42,26
5º	65,28	60,94	72,44	69,42	63,72
4º	57,22	65,24	72,96	75,60	79,80
3º	112,04	103,86	93,44	99,82	105,96
2º	138,80	166,20	145,60	159,60	160,80
1º	198,80	200,60	261,00	293,40	214,00

**Figura 74:** Diagrama de dispersión. Asociación entre **Ángulo de cono y Fuerza de retención**



### 5.3.1. MODELO DE PREDICCIÓN ENTRE ÁNGULO DE CONO Y FUERZA DE RETENCIÓN

En la tabla 16 se presenta el resumen de todos los modelos probados. En ella se puede observar que el ajuste lineal ha mejorado con respecto al que se observó en los modelos anteriores (0,823) pero sigue siendo menor que el que logra en los modelos

curvilíneos, confirmando de nuevo la impresión ocular anterior. Dentro de los modelos de curva el grado de ajuste es muy bueno ( $>0,900$ ) (Fig. 75). El que mejor ajuste ha resultado ser el modelo de regresión exponencial que consigue un 97,2%. Sus parámetros, nos permiten construir la siguiente ecuación de predicción, muy similar a la primera que se construyó con los valores de F promedio (ver pág. 93):

$$F = 302,158 \times e^{0,335 \times \text{Ángulo de cono}}$$

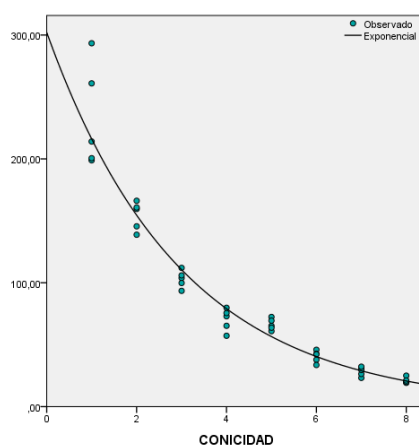
equivalente en su expresión lineal a:

$$F = -0,335 \times \text{Ángulo de cono} + \text{Ln}(302,158)$$

**Tabla 16:** Modelos predictivos. Estimación de F desde Ángulo de cono.

Ecuación	Resumen del modelo				Estimación de los parámetros			
	Ajuste $R^2$	g.l.	F	p	Constante	B1	B2	B3
Lineal	,823	1 ; 38	177,13	,000**	213,308	-27,480		
Logarítmica	,945	1 ; 38	654,16	,000**	225,555	-102,527		
Inversa	,911	1 ; 38	388,64	,000**	7,667	241,015		
Cuadrática	,935	2 ; 37	267,91	,000**	289,339	-73,098	5,069	
Cúbica	,952	3 ; 36	237,44	,000**	340,518	-126,346	19,027	-1,034
Potencial	,912	1 ; 38	392,37	,000**	299,223	-1,139		
Logística	,684	1 ; 38	82,15	,000**	0,001	1,781		
Exponencial	,972	1 ; 38	1315,16	,000**	302,158	-0,335		

**Figura 75:** Modelo EXPONENCIAL.



### 5.3.2. MODELO DE PREDICCIÓN DEL ÁNGULO DE CONO DESDE FUERZA DE RETENCIÓN

Y para terminar se va a construir el modelo inverso del anterior. La tabla 17 contiene el resumen de todos los modelos probados. Lógicamente al tratarse de la misma relación, el modelo lineal tiene el mismo grado de ajuste, mientras que los curvilíneos de nuevo tienen ajustes muy elevados ( $>0,900$ ). El modelo con mejor ajuste ahora es el cúbico, como ya ocurría en el primer análisis con un 97,5% de variabilidad explicada (Fig. 76). Sus constantes nos permite construir la siguiente fórmula de predicción:

$$\text{Ángulo de cono} = 9,600 - 0,100 \times F + 0,0001 \times F^2 - 5,10 \times 10^{-7} \times F^3$$

Pero de nuevo siguiendo el principio de parsimonia matemática es más recomendable la ecuación de regresión logarítmica que con un grado de ajuste similar (un 97,2% apenas que es solo 0,3% menos) tiene una expresión más simple:

$$\text{Ángulo de cono} = 16,687 - 2,900 \times \ln(F)$$

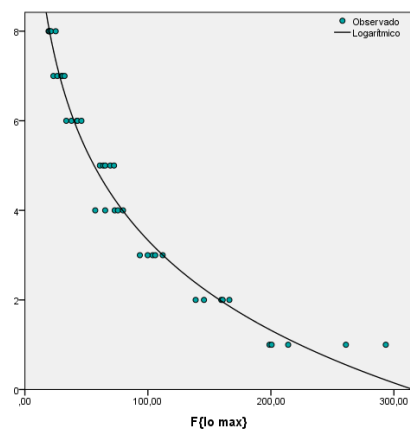
□

**Tabla 17:** Modelos predictivos. Estimación del Ángulo de cono desde la Fuerza de retención □

Ecuación □	Resumen del modelo □				Estimación de los parámetros □			
	Ajuste $R^2$ □	g.l. □	F □	p □	Constante □	B1 □	B2 □	B3 □
Lineal □	,823 □	1 □	177,13 □	,000** □	7,186 □	-0,030 □	□	□
Logarítmica □	,972 □	1 □	1315,16 □	,000** □	16,687 □	-2,900 □	□	□
Inversa □	,872 □	1 □	258,46 □	,000** □	1,577 □	147,099 □	□	□
Cuadrática □	,964 □	2 □	499,32 □	,000** □	8,882 □	-0,072 □	$1,6 \times 10^{-4}$ □	□
Cúbica □	,975 □	3 □	460,94 □	,000** □	9,600 □	-0,100 □	$4,1 \times 10^{-4}$ □	$-5,7 \times 10^{-7}$ □
Potencial □	,912 □	1 □	392,37 □	,000** □	111,629 □	-0,807 □	□	□
Logística □	,837 □	1 □	195,82 □	,000** □	0,025 □	1,017 □	□	□
Exponencial □	,945 □	1 □	654,16 □	,000** □	8,602 □	-0,009 □	□	□



**Figura 76:** *Modelo LOGARÍTMICO.*



## **6. DISCUSIÓN**



## 6. DISCUSIÓN

Aunque el uso de coronas dobles en prótesis implantosoportada es conocido, sobretudo en Centroeuropa y más concretamente en Alemania, donde está muy extendido, los estudios que existen acerca del particular son muy escasos. Igualmente existe muy poca información acerca de los mecanismos de funcionamiento de este tipo de prótesis y lo que hay, apenas profundiza de forma muy leve. Prácticamente todo lo que existe en la literatura son casos clínicos aislados o series de pocos casos, que apenas tienen valor científico. Si encontramos un mayor número de estudios tanto *in-vitro* como *in-vivo*, es en coronas dobles dentosoportadas, aunque, al igual que sucede en prótesis sobre implantes, hay aún más casos clínicos<sup>24,26,27,31,35,45,46,56-61</sup>.

El problema que se nos presenta a la hora de comparar esta investigación, siempre teniendo en cuenta los límites que presenta, con estudios anteriores es la gran variedad metodológica utilizada por los diferentes autores. No existe un patrón estándar, sino que cada autor utiliza diferentes materiales, diseños de probetas y aparatología distinta para la obtención de las mediciones. Otro problema que se nos presenta, al existir más estudios de coronas dobles dentosoportadas, es la dificultad de comparar el sistema entre dientes e implantes, debido a las diferencias que existen entre ambos, sobretudo a nivel periodontal, ya que el diente posee un ligamento que le proporciona una amortiguación a nivel óseo y por tanto va a presentar un límite elástico, algo que no sucede en el implante, el cual se une al hueso mediante una anquilosis, siendo la fuerza necesaria para desinsertar un implante osteointegrado, en sentido vertical, muchísimo mayor que el límite que ofrecen las fibras de Sharpey, situado alrededor de 7N. Esto conlleva a que la retención que se pretende sea menor que la que desearíamos en una restauración implantosoportada.

Otro punto muy importante a tener en consideración, es el uso generalizado de las dobles coronas para la elaboración de prótesis dento o implantosoportadas removibles, mientras que lo que el presente estudio pretende, es estudiar la posibilidad de emplear este tipo de prótesis como alternativa a la prótesis fija implantosoportada cementada y atornillada aunando las cualidades que nos ofrecen cada uno de ellas por separado. Por ello la fuerza retentiva que para ellos resulta un éxito, para este estudio resultaría escasa y por tanto un fracaso.

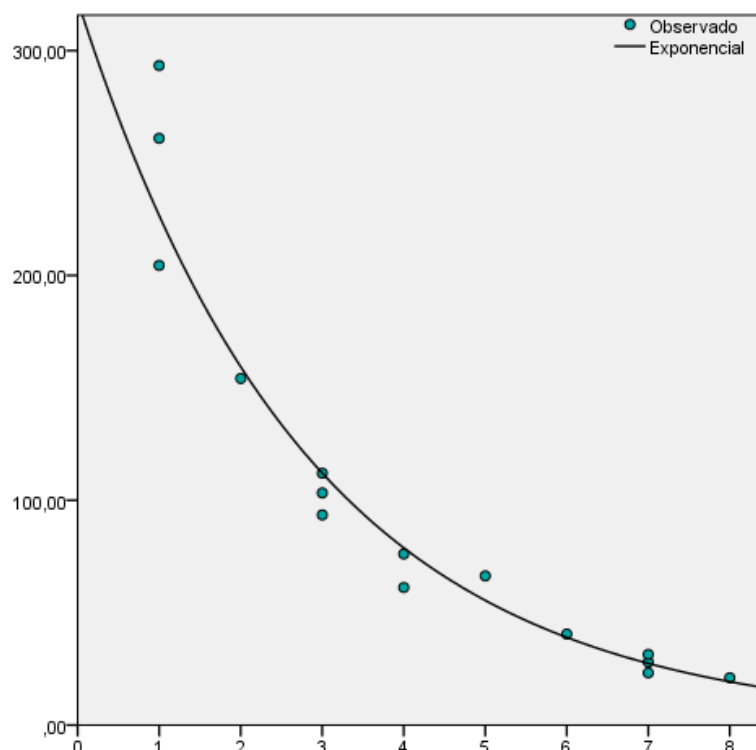
Por todo ello se va a intentar dividir la discusión en diferentes apartados para comparar diferentes aspectos para, junto con los resultados, llegar a unas conclusiones claras y concisas acordes con nuestros objetivos iniciales.

## 6.1. INFLUENCIA DEL ÁNGULO DE CONO EN LA FUERZA DE RETENCIÓN

En todos los estudios revisados se obtiene una misma conclusión, la cual indica que a menor ángulo de cono conseguimos una mayor fuerza de retención<sup>48,61-65</sup>. Éste sería uno más de los parámetros que afectarían a dicha retención, junto a la altura del pilar, la presencia de un espacio libre oclusal, la rugosidad de la superficie, el espesor de la cofia y el material empleado, así como la carga inicial y los ciclos de inserción-remoción, factores estudiados en diferentes estudios<sup>23,28,62-72</sup>. En principio la técnica empleada, ya sea mediante galvanofonnación o colado, no influye en la retención, puesto que en cada una de las técnicas va a jugar un papel fundamental el diseño de los elementos retentivos y el empleo de una técnica depurada y bien controlada. El presente estudio arroja unos resultados con una tendencia muy similar a las investigaciones anteriores, observándose un aumento exponencial de la retención a medida que disminuye el ángulo de cono, tal y como se puede apreciar en la tabla 18 y figura 77.

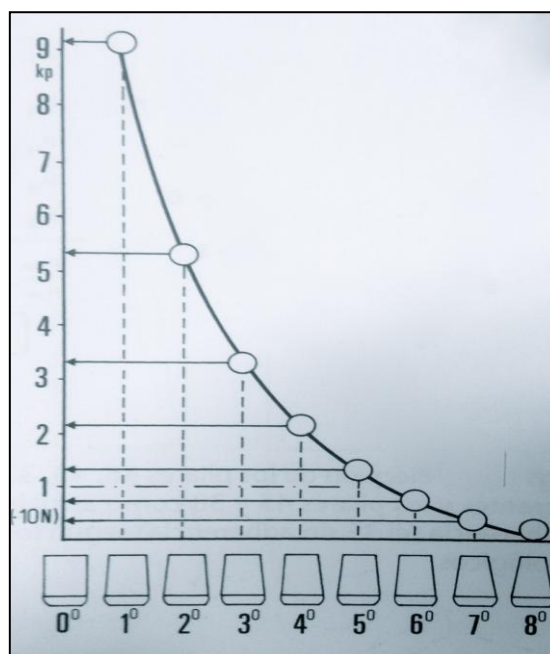
**Tabla 18 : Relación ángulo de cono – fuerza de retención**

Ángulo de cono	F promedio		
8°	21,02		
7°	23,16	28,00	31,40
6°	40,46		
5°	66,36		
4°	61,23	76,12	
3°	93,44	103,21	112,04
2°	154,20		
1°	204,47	261,00	293,40



**FIGURA 77:** Gráfico modelo predictivo de fuerza de retención desde el ángulo de cono.

Los resultados obtenidos siguen la misma tendencia curvilínea que se observa en los estudios llevados a cabo por Körber (Fig. 78), pero con unas fuerzas de retención considerablemente mayores en todos los ángulos de cono estudiados<sup>32</sup>.



**FIGURA 78:** Gráfico de relación entre ángulo de cono y fuerza de retención (Körber).

Como veremos a continuación, cuando lo comparamos con otros estudios también se puede apreciar que las mediciones que obtienen de la fuerza de retención son menores.

En un estudio realizado por Sakai y cols., analizan el efecto de la rugosidad de la superficie y el ángulo de cono en la fuerza de retención de coronas cónicas realizadas mediante una aleación prefabricada de Ti-6Al-7Nb y con un sistema controlado de fresado y pulido. Realizaron tres tipos diferentes de probetas, con ángulo de cono de 4, 5 y 6°, con un espacio libre oclusal de 50 micras y un espesor de cofia de 0,4mm. Realizaron varias mediciones de la fuerza de retención. La primera tras aplicar una carga de 100N y las siguientes tras llevar a cabo una serie de ciclos de inserción-desinserción. En esa primera medición obtuvieron una retención de 24,2 a 27,7N para las muestras de 6°, de 32 a 38N para las de 5° y de 55 a 58N para las de 4°, existiendo diferencias significativas en función del ángulo de cono<sup>62</sup>.

Otro estudio de Güngör y cols., pretende determinar la fuerza de retención de las coronas cónicas comparando probetas con diferentes alturas y ángulos de cono. Para ello realizaron un total de 90 muestras en acero con una forma estándar de un bicúspide, con 6° de ángulo de cono, tres alturas diferentes de 4, 5 y 6mm y un margen en hombro de 1mm de anchura. Sobre estos pilares se realizaron los elementos primarios mediante colado, con 0,5mm de espesor y se fresaron con fresas cónicas en tres ángulos de cono diferentes de 2, 4 y 6°. Los elementos secundarios se realizaron sobre los primarios con el mismo espesor y se procedió a medir la retención. La primera medición se tomó tras la primera inserción y las siguientes cada 100 ciclos hasta 10.000. En la primera, obtuvieron una retención de 12, 9 y 7N, para los ángulos de cono de 2, 4 y 6°, respectivamente, existiendo diferencias significativas. También encontraron diferencias en función de la altura, así como cuando analizaron la interacción entre el ángulo y la altura del elemento primario<sup>63</sup>.

Beuer y cols., analizaron los parámetros que afectan a la fuerza retentiva de las coronas dobles electroformadas, en cuanto a la altura del pilar, el material empleado en el elemento primario y el ángulo de cono. Para ello fabricaron 60 cofias primarias de circonia y otras tantas de una aleación de oro, con tres diferentes alturas (5, 7 y 9mm) y dos ángulos (0 y 2°). Los elementos secundarios fueron todos realizados mediante electroformación. Realizaron las mediciones y obtuvieron una fuerza de retención en un

rango de 0,37 y 2,65N y observaron diferencias significativas en las tres variables, altura, material y ángulo, siendo mayor dicha retención en cofias primarias de circonia, a mayor altura del pilar y a menor ángulo<sup>64</sup>.

Como se menciona anteriormente, los resultados que obtienen estos y otros estudios, en cuanto a la fuerza de retención de las coronas dobles, son menores que los que arroja el presente estudio. Así, por ejemplo, Shimakura y cols. presentan unas retenciones, para pilares de 4mm de altura, 6° de ángulo de cono y 0, 50 y 100 micras de espacio libre oclusal después de aplicar una carga de 50 y 100N, entre 7,8 y 17,4N de media, aumentando hasta 35,6N en pilares de 6mm de altura. Esa retención aumenta, no sólo con la altura del pilar, sino también cuanto mayor es la carga aplicada y el espacio libre oclusal<sup>48</sup>. Gurbulak y cols. también demostraron que la retención aumentaba de manera significativa tras la aplicación de una carga sobre la doble corona. Engels y cols., utilizando diferentes materiales, técnicas de elaboración, alturas y dos ángulos de cono diferentes (0 y 2°), obtienen unas medias de fuerza de retención desde un mínimo de 1,66N a un máximo de 4,89N<sup>66</sup>. Bayer y cols., en su estudio obtuvieron, con un ángulo de cono de 1-2°, fuerzas in vitro desde 0,20 a 36,73N, siendo la media de 1,97N, e in vivo, desde 0,65 a 36,48N, con una media de 4,70N<sup>67</sup>. Esta fuerza obtenida en boca, casi el doble que la que consiguen en las probetas, se debe a la sinergia de las fuerzas de retención de los pilares individuales que soportan la prótesis, así como de la posible acción de la saliva, la cual otorga un mecanismo añadido de retención, la succión. Esta acción de la saliva como lubricante la fue de nuevo investigada en otro estudio por Bayer y cols., pero esta vez no obtuvieron diferencias significativas<sup>68</sup>.

Queda así claro que el ángulo de cono influye en la fuerza de retención de las dobles coronas, pero analizando bien los resultados de los diferentes estudios no existe, al menos de momento, una normalización de su uso en función de la retención que se precise, del material que se emplee o de la técnica de elaboración. Clásicamente, según Körber para las coronas cónicas galvanofórmadas el ángulo de cono debe ser de 2-4°<sup>32</sup>, mientras que los técnicos que utilizan la técnica de colado hablan de 0-2°<sup>36,40</sup>. Aún así empleando esos ángulos de cono, la variabilidad de resultados entre los estudios es muy elevada, seguramente debido a sensibilidad de la técnica y técnico que la realice, los materiales empleados y metodología del estudio. Al emplear técnicas de diseño y fabricación mediante CAD/CAM podríamos seguramente, ya no sólo conseguir una



mayor fuerza de retención que mediante sistemas convencionales como hemos observado, si no también estandarizar y realizar un protocolo para la obtención de una retención predecible en función del caso que se nos presente, aunque sin olvidarnos de la tolerancia de la máquina de fresado, situada en torno a unas 10 micras, la cual puede dar lugar a variaciones que afecten a la retención deseada. En esta investigación, en el caso de las probetas con un ángulo de cono de 1 y 5° ha podido darse este suceso, puesto que observando la curva exponencial se puede apreciar que son las que se alejan un poco de esa curva (Fig. 77). Otro problema que podemos encontrar en el proceso de mecanizado es el estado de las fresas, ya que no es igual emplear una fresa nueva que tiene mejores propiedades de corte al estar íntegra, que una que ya tiene uno o más usos, puesto que el corte no será el mismo y podrá introducir un margen de error mayor. Así mismo la calibración de la fresadora, la estrategia de fresado y las fresas seleccionadas para el mecanizado, jugarán un papel muy importante para poder obtener unas estructuras que permitan tener el ajuste adecuado para poder otorgar al sistema de dobles coronas sus propiedades retentivas y de ajuste del elemento secundario sobre el primario.

También hay que tener en cuenta y no olvidarnos que cada estudio utiliza una metodología para la toma de los datos de la fuerza de retención con máquinas y artefactos de diferente naturaleza, lo que podría dar variaciones de un estudio a otro, pero que tampoco debería tener vital importancia como para poder compararlos entre sí, puesto que el fin es el mismo y las mediciones, en prácticamente todos los estudios, se miden en Newton.

## **6.2. MODELOS PREDICTIVOS PROMEDIO**

Vistos los resultados obtenidos y su tendencia decidimos probar a hacer un modelo predictivo con el objetivo de intentar conocer la fuerza de retención que obtendríamos en función del ángulo de cono elegido para un determinado caso. No hemos encontrado ningún estudio que propusiera un modelo similar ni siquiera que mencionara la posibilidad de hacerlo, pero podría resultar algo muy útil ya no sólo para encontrar qué ángulo de cono es el ideal para realizar una prótesis fija implantosoportada como alternativa a las restauraciones cementadas o atornilladas, si no

también para poder ser utilizada en rehabilitaciones removibles, ya sean implantosoportadas o retenidas. Podría resultar interesante el poder conocer la fuerza de retención de forma predecible y adecuarla a cada paciente en función de su habilidad para remover la prótesis. Pero también probamos un modelo inverso, es decir, conocer qué ángulo de cono sería necesario para obtener una fuerza de retención determinada. Sería un paso añadido al protocolo de elaboración de doubles coronas implantosoportadas confeccionadas mediante un proceso CAD/CAM, estandarizándolo como si fuera un proceso industrial, pero individualizándolo en función del caso.

Así pues, a través del programa estadístico y mediante los resultados obtenidos en el estudio, obtuvimos dos fórmulas matemáticas para predecir la fuerza de retención o bien el ángulo de cono promedios. En estos modelos de regresión, F y ángulo de cono son las variables predictoras y predichas, en función de a partir de cual obtenemos la otra, y e es la constante matemática con valor 2,718182....

La primera ecuación resultante es:

$$F = 322,235 \times e^{0,352 \times \text{Ángulo de cono}}$$

De este modo si queremos utilizar un ángulo de cono de 6°, la fuerza de retención que conseguiríamos sería de 39N.

La segunda ecuación resultante es:

$$\text{Ángulo de cono} = 9,455 - 0,098 \times F + 0,0004 \times F - 5,4 \times 10^{-7} \times F$$

Por lo tanto, si queremos obtener una fuerza de retención de 76N, tendríamos que fabricar un pilar con un ángulo de cono de 4°.

**NOTA:** Ver anexo pronóstico valores promedio.

### **6.3. PROPOSICIÓN DEL ÁNGULO DE CONO PARA LA CONFECCIÓN DE UNA PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA**

Hasta el momento no se ha propuesto, o al menos no se ha intentado, qué fuerza de retención mínima o recomendada es necesaria para conseguir una retención suficiente y predecible de una prótesis fija implantosoportada. De hecho, tampoco se ha realizado tal estudio para elegir entre los diferentes sistemas retentivos en prótesis sobre implantes removible. En este punto el uso de los modelos predictivos que se proponen en esta investigación nos serán de gran utilidad para poder seleccionar el ángulo de cono ideal para el caso.

En este estudio queremos partir de la idea de hacer un prótesis fija implantosoportada predecible y facultativamente removible, es decir, si el paciente quiere que pueda retirársela, a modo de removible, pero con una mayor retención, o si por el contrario el paciente quiere algo fijo, que no pueda removerse, que sea el profesional en clínica el que retire de una manera más o menos sencilla la prótesis, sin tener que perder tiempo en desbloquear las chimeneas de acceso a los tornillos protésicos, desatornillar, volver a atornillar y volver a bloquear las chimeneas o en tener que depender de la impredecible retención que nos ofrecen los cementos, ya sean provisionales, semipermanentes o permanentes.

Primero analizaremos la literatura que estudia la fuerza de retención de las sobredentaduras, incluyendo diferentes sistemas de retención, puesto que este tipo de prótesis se puede decir que actúan como prótesis fijas cuando están colocadas en boca, pero se pueden retirar muy fácilmente.

Tabatabaian y cols., compararon tres sistemas diferentes de retención de sobredentaduras implantorretenidas: bolas (NBB), clips (NBBC) y el sistema ERA de Sterngold rojo (ERAR), similar al Locator. Para ello crearon tres grupos: NBB, NBBC, y ERAR (5 muestras en cada grupo). Colocaron dos implantes Nobel Biocare Branemark paralelos, en la región de la sínfisis mandibular en un modelo de prueba. Fabricaron una sobredentadura metálica adaptada al modelo y unido a una máquina de ensayo Zwick (velocidad de cruceta de 51mm/min). Las fuerzas de tracción y tensión se aplicaron en tres direcciones: antero-posterior, vertical y oblicua y se midieron al

comienzo y después de un ciclo de inserción-desinserción de 100 veces, para cada muestra. Registraron la mayor fuerza. Obtuvieron una retención media, en sentido vertical, para NBB de 14N, para NBBC de 22N y para ERAR de 30N, siendo significativamente mayor en la tercera, el sistema ERA. Igualmente, observaron que tras los 100 ciclos, la fuerza retentiva de los tres sistemas disminuía, sobretodo en el grupo NBBC<sup>73</sup>.

En otro estudio, Petropoulos y Smith compararon varios sistemas de retención, también de sobredentaduras implantorretenidas: bolas estándar (NBS), bolas de diámetro 2,5mm (NB2), Zest Anchor (ZA), Zest Anchor de Nueva Generación (ZAAG), ERA Sterngold naranja y blanco (SEO, SEW). Siguiendo una metodología muy similar al estudio anterior obtuvieron una mayor fuerza retentiva en el ZAAG con una media de 37,2N, seguidos, de mayor a menor retención, por el NBS, SEO, NB2, SEW y ZA<sup>74</sup>.

Chung y cols., compararon sobre un modelo similar a los estudios anteriores, la fuerza retentiva de barras y clips, Locator rosa y blanco, bolas, tres tipos diferentes de imanes y el sistema ERA blanco y gris. Obtuvieron unas fuerzas entre 3,68 y 35,24N. El sistema que mayor retención consiguió fue el ERA gris, seguido de los sistemas Locator blanco, bolas y barras y clips y los que menos retención obtuvieron fueron los Locator rosas y los magnetos<sup>75</sup>.

Uludag y Polat, en un estudio con sobredentaduras implantosoportadas, obtuvieron unas fuerzas de retención medias entre 23,33 y 54,32N cuando compararon diferentes sistemas de barras: barra con clips amarillos, barra microfresada con galvanofrmación, barra con dos Locator distales, barra con ataches Ceka distales y una barra con dos Locator. Las mayores fuerzas las consiguieron en los sistemas que incluían Locators y lo que pudieron observar también es la reducción de esa retención tras simular seis meses de función en boca<sup>76</sup>.

Alsabeeha y cols. sobre modelos con un único implante estudiaron la retención de unos prototipos de anclaje de bola de mayor altura que los convencionales (5,9 y 7,9mm frente a 2,25 y 4mm) con estos y anclajes tipo Locator. Según sus resultados obtuvieron una retención mayor con los prototipos, entre 36,97 y 32,06N, frente a los 17,32N de las bolas convencionales, 12,39N de los Locator blancos y los 9,40 y 3,83N

de los rosas y azules, respectivamente. Consiguen unos resultados interesantes con sólo un implante, estando dentro del rango que consiguen estudios con dobles coronas<sup>77</sup>.

Se puede observar en estos y otros estudios que la fuerza retentiva de los sistemas de anclaje de las sobredentaduras implantorretenidas e implantosoportadas varía mucho entre estudios y sistemas retentivos, pudiendo hablar de un margen entre unos 7 y 55N, siendo claramente mayor cuanto mayor sea el número de implantes y por lo tanto los sistemas de retención, así como en el momento de la colocación, ya que con los ciclos de inserción-desinserción dicha retención disminuye considerablemente<sup>78-83</sup>.

Una vez visto la retención que podemos obtener con las sobredentaduras, vamos a analizar la que nos pueden ofrecer los cementos en prótesis fija implantosoportada.

En el estudio in-vitro realizado por Maeyama y cols. se buscó comparar la fuerza retentiva que ofrecían cinco tipos diferentes de cementos: óxido de zinc sin eugenol (ZO), fosfato de zinc (ZP), ionómero de vidrio (GI), resina reforzada con ionómero (RG) y resina (CR). Los autores afirman que la retención que se consigue es diferente a la que se obtiene en dientes y que está directamente relacionada con la altura y la rugosidad de la superficie del pilar. Independientemente las medias que arroja el estudio son: con el ZO se consigue una fuerza retentiva de 56N, con el ZP, 158N, con el GI, 132N, con el RG, 477N y finalmente con el CR, 478N<sup>84</sup>.

En otro estudio realizado por Sheets y cols. estudiaron in-vitro nueve cementos utilizados frecuentemente en prótesis fija implantosoportada. Tras obtener las mediciones agruparon los cementos en cuatro grupos (A, B, C, D) en función de la retención obtenida. En el grupo A (fuerza retentiva mayor de 200N) sólo ese incluyó el Ultratemp regular. En el grupo B (150-200N) se encontraban el Improv sin vaselina, el Fleck's y el Ketac Cem. En el grupo C (100-150N), el, Ultratemp firm, el Fuji Plus, el Premier sin vaselina, el Improv con vaselina y el Temp Bond. Finalmente, en el grupo D (fuerza retentiva menor de 100N) se situaron el TR-2, y el Premier con vaselina. Los autores remarcan que no existe un cemento ideal, pero que con este tipo de estudios se puede facilitar la elección del mismo por el clínico en función del caso<sup>85</sup>.

Dudley y cols. estudiaron in vitro la fuerza retentiva que ofrecían tres cementos: el Panavia-F, el Ketac Cem y el Temp Bond y la influencia de los ciclos masticatorios sobre la misma. Obtuvieron una fuerza media inicial de retención en el primero de

336,3N, disminuyendo hasta 196,8N tras 10.000 ciclos de carga. En segundo, de una fuerza media inicial de 42,6N, pasó a 60,2N tras los mismos ciclos y en el tercero, de 4,9 a 20N. Se puede observar la diferencia de retención inicial entre el primero y los otros dos cementos y curiosamente, en estos dos últimos, esa fuerza aumenta con el número de ciclos de carga<sup>86</sup>.

Mansour y cols. estudiaron la fuerza de retención de seis cementos diferentes. Los datos que arrojó su estudio son similares a otros estudios en cuanto a los cementos provisionales se refiere, obteniendo una media entre 3,18 y 10,9N, en función del agente cementante empleado. Sin embargo, cuando emplearon cementos definitivos como el Durelon y el Panavia 21, la media de la fuerza retentiva no pasó de 36,53N, existiendo una gran diferencia con estudios parecidos<sup>87</sup>.

En un estudio más reciente de Nejatidanesh y cols. compararon la fuerza retentiva de diferentes cementos de uso común en implantoprótesis. Para el Fuji Plus obtienen una retención media de 320,97N, para el Panavia F2, de 194,36N, para el Fuji I, de 13,41N, para el Temp Bond 7,56N, y para el TempSpan, de 3,39N. Como consecuencia de sus resultados, los autores recomiendan los cementos provisionales para poder conseguir una fácil remoción de la restauración si fuera preciso<sup>88</sup>.

De todos estos y otros estudios se puede decir que la retención media que conseguimos con cementos provisionales y semipermanentes se encuentra entre un mínimo de 4N hasta un máximo de 77N<sup>84-96</sup>, aunque en algún estudio aparecen resultados mucho más elevados para estos y otros cementos definitivos estudiados<sup>90</sup>. Teniendo en cuenta que lo que queremos es conseguir una remoción en principio sencilla de nuestra restauración sólo tendremos en cuenta estos valores y descartaremos los obtenidos con cementos definitivos, aunque con los resultados del presente estudio se puede observar que podemos llegar a conseguir retenciones similares a las obtenidas con cementos definitivos, con fuerzas medias de más de 200N.

Los resultados que nos aportan los estudios comparativos de diferentes cementos de uso común en prótesis fija implantosoportada son en general muy similares entre sí y las diferencias que pueden existir entre ellos se pueden deber a factores metodológicos de medición o a factores técnicos como la altura y rugosidad de los pilares, el espesor de espaciados empleado a la hora de confeccionar la corona sobre el pilar, los materiales empleados, el lugar donde se aplicación del cemento (corona o pilar), el espesor del

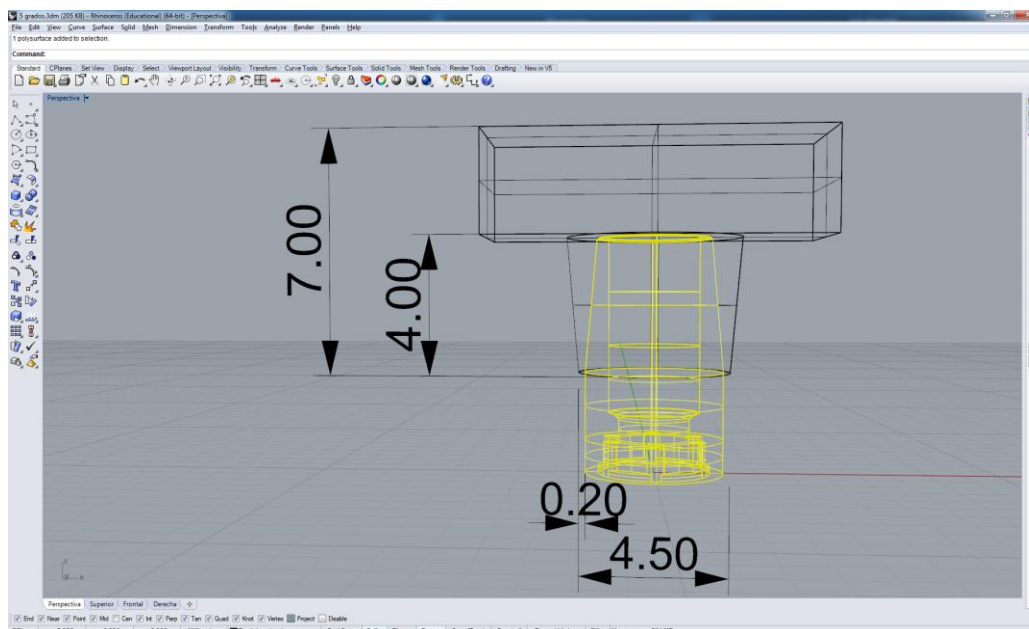
agente cementante y la carga que se realiza a la hora de colocar la corona sobre el pilar. Como se puede apreciar, son muchos los factores que van a influir en la fuerza retentiva y algunos de ellos no los podemos controlar. Sin embargo como se ha explicado anteriormente, la prótesis cementada nos ofrece mejores propiedades si la comparamos con la prótesis atornillada, por lo que la idea de emplear una prótesis con el sistema de dobles coronas en la que eliminemos todos estos factores puede resultar más que interesante.

Si agrupamos los resultados de las restauraciones fijas y removibles sobre implantes y pensando en obtener una retención predecible, podríamos hablar de unas fuerzas “ideales” de retención entre 40 y 80N. Hablar de un rango tan amplio se justifica porque en algunos casos necesitaremos una retención mayor y en otras, menor, si tenemos en cuenta si será el paciente o el clínico quien retirará la prótesis. Si fuera este el rango elegido, el ángulo de cono ideal para la prótesis fija implantosoportada facultativamente removable que proponemos sería de 4, 5 o 6°. Pero para dar la retención exacta que queramos para el caso que se nos presente también podemos ir a los modelos predictivos y así confeccionar el pilar o elemento primario con el ángulo de cono exacto que corresponda con dicha retención.

## **6.4. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE LOS ELEMENTOS DE ANCLAJE DE LAS CORONAS DOBLES Y ENSAYO**

En muy pocos estudios hablan detalladamente del diseño empleado en cuanto a los elementos que constituyen las dobles coronas. Se centran básicamente en la altura y el ángulo de cono, despreciando datos tan importantes como pueden ser el diseño del margen, el espacio libre oclusal relacionado con el infradimensionamiento a nivel del margen, el espesor de la cofia y el pulido de las superficies en contacto de los elementos primario y secundario. Tampoco se cita en casi ningún artículo que hayan observado al microscopio el ajuste a nivel del margen y a nivel interno, es decir, la relación de contacto íntimo entre las superficies del anclaje secundario sobre el primario, comprobando de este modo las cualidades que en principio deberíamos buscar y obtener en los sistemas de dobles coronas, ya sean cónicas o telescópicas.

En nuestro caso decidimos diseñar nuestros elementos retentivos con un ajuste de cero o lo que es lo mismo, un contacto íntimo entre la pared externa del pilar y la interna de la cofia (Fig. 79), a excepción del ángulo superior del pilar, donde realizamos una curvatura de radio 0,05mm para evitar un contacto indeseado que impidiera el asentamiento completo de la cofia (Fig. 80).



**FIGURA 79:** Visión del diseño y la relación de contacto entre los dos elementos retentivos en alambre.



**FIGURA 80:** Detalle del diseño del ángulo formado por la cara lateral y oclusal del pilar y su relación con la cofia. Obsérvese el contacto íntimo entre el resto de paredes.



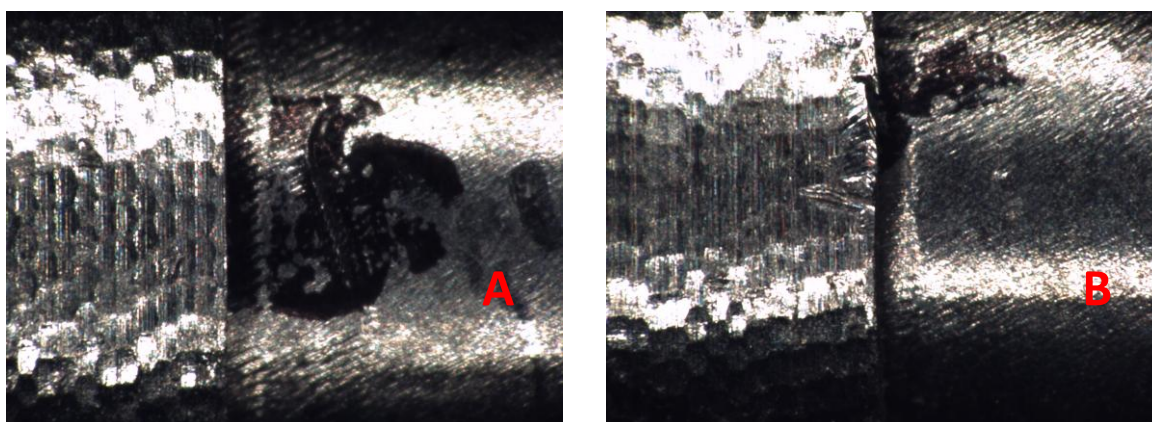
Al realizar el diseño de esta manera hay que tener en cuenta la tolerancia del mecanizado. Este concepto es en realidad lo que permite asegurar que las piezas se puedan montar ante la imposibilidad de asegurar medidas exactas en la fabricación de una pieza, en otras palabras, es lo que permite que ajusten los elementos. La tolerancia es un concepto propio de la metrología industrial, que se aplica a la fabricación de piezas en serie. Dada una magnitud significativa y cuantificable propia de un producto industrial (sea alguna de sus dimensiones, resistencia, peso o cualquier otra), el margen de tolerancia es el intervalo de valores en el que debe encontrarse dicha magnitud para que se acepte como válida, lo que determina la aceptación o el rechazo de los componentes fabricados, según sus valores queden dentro o fuera de ese intervalo. El propósito de los intervalos de tolerancia es el de admitir un margen para las imperfecciones en la manufactura de componente, ya que se considera imposible la precisión absoluta desde el punto de vista técnico, o bien no se recomienda por motivos de eficiencia: es una buena práctica de ingeniería el especificar el mayor valor posible de tolerancia mientras el componente en cuestión mantenga su funcionalidad, dado que cuanto menor sea el margen de tolerancia, la pieza será más difícil de producir y por lo tanto más costosa. Los valores de tolerancia dependen directamente de la cota nominal del elemento construido y, sobre todo de la aplicación del mismo. A fin de definir las tolerancias, se establece una clasificación de calidades (normalmente se definen de 01, 1, 2, ..., 16) que, mediante una tabla, muestra para determinados rangos de medidas nominales los diferentes valores máximos y mínimos en función de la calidad seleccionada (Fig. 81). En nuestro caso, con la maquinaria de fresado que actualmente se aplica en prótesis dental, nos movemos en un rango de tolerancia de h7, h6. Por lo tanto, al pretender conseguir un contacto íntimo entre las paredes de los elementos de retención, en algunos casos y debido a esta tolerancia, podremos encontrarnos un margen de error que puede aumentar o disminuir la retención de nuestra probeta desviándose de la media, caso que seguramente haya ocurrido en alguna de las mediciones que se salen de la curva que marca la tendencia de la retención obtenida en función del ángulo de cono y del mismo modo, que nos den varios valores medios en función de la probeta. Al ver los resultados, posiblemente debíamos haber tomado mediciones, mezclando pilares y cofias de diferente numeración.

Calidades	01 1 2 3 4	5 6 7 8 9 10 11	12 13 14 15 16
<b>Campo de aplicación</b>	Calidades y piezas de gran precisión. Elementos de control para procesos de fabricación (calibres y galgas).	Piezas mecanizadas y ajustadas para construcción de máquinas industriales.	Tolerancias de acabado para piezas no ajustadas. Piezas en bruto, laminadas, estiradas, forjadas o fundidas.

**FIGURA 81:** Tabla de las calidades en relación al campo de aplicación.

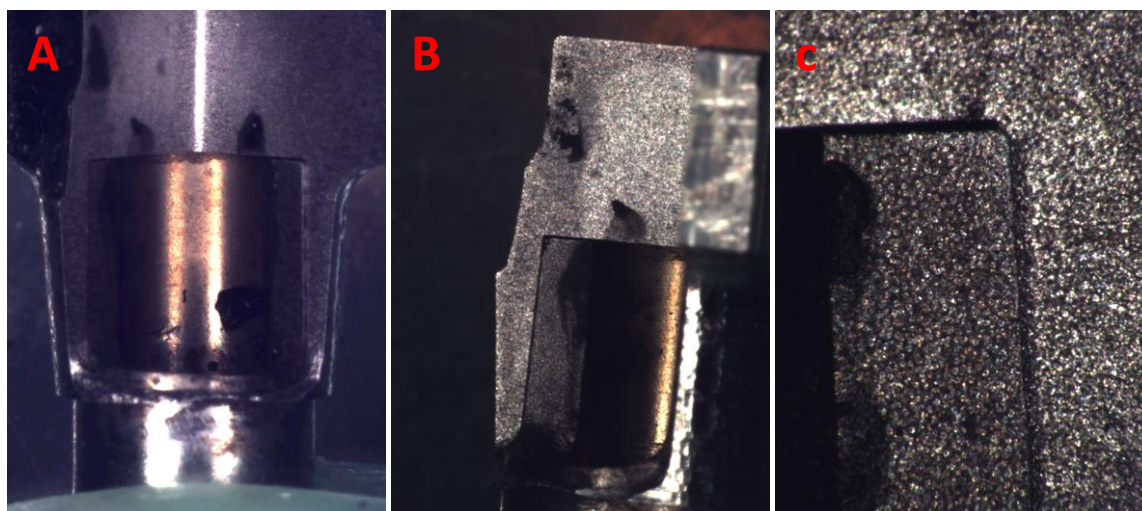
Estos conceptos son los que siguen las conexiones de cono Morse de las que tanto se habla hoy en día y que tantas marcas de implantes han incorporado a su oferta. Nuestro diseño, realmente, es un cono Morse que podemos modificar e individualizar como queramos en función del caso, que en lugar de darnos una solidez y soldadura en frío a nivel de la conexión y ventajas como evitar microfiltraciones y micromovimientos y ofrecer una resistencia a la rotación<sup>98-100</sup>, nos la ofrece a nivel de la prótesis. La mayor diferencia es que con los sistemas de fresado no se consigue el mismo ajuste que con los de torneado que se emplean para la fabricación de los implantes, pero a su favor tiene que tiene un número de posibilidades muchísimo mayor.

Para comprobar el ajuste tanto a nivel del margen como interno, seleccionamos una probeta de ángulo de cono 1° y otra de 6°, que por los conceptos de tolerancia descritos anteriormente escogimos porque la de 1° en teoría debería ser la que peor relación interna tuviera y la de 6° porque podría ser considerada representativa de todo el resto de probetas. Primero observamos al microscopio óptico con luz y con lupa “eo Edmund” y software AmScope versión 3.0.0.7 (AmScope MT, EE.UU.) el ajuste a nivel del margen (Figs. 82AB).

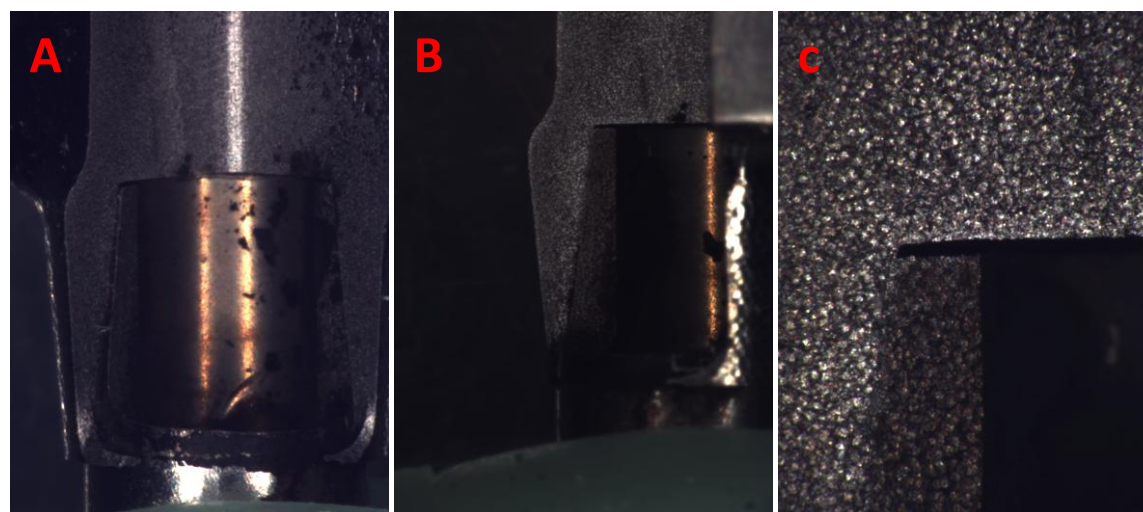


**FIGURA 82:** Vista al microscopio a 3 aumentos del ajuste de la cofia al pilar a nivel del margen: A) Probeta 1° de ángulo de cono. B) Probeta 6° ángulo de cono.

Posteriormente realizamos un corte mediante una máquina de electroerosión AQ35L (Sodick Co., Ltd., Alemania), evitando con esta técnica posibles deformaciones del pilar y/o la cofia al seccionar el titanio, y analizamos a través del mismo microscopio la relación de contacto íntimo entre ambos elementos, tal y como diseñamos en el programa de CAD (Figs. 83A-C y 84A-C).

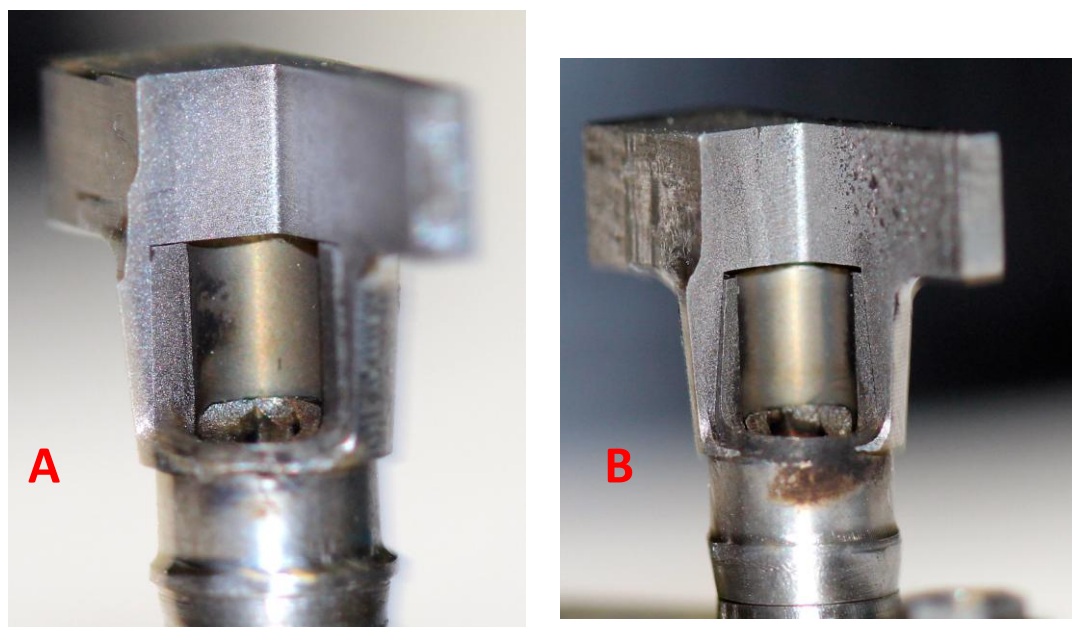


**FIGURA 83:** Vista al microscopio probeta de ángulo de cono 1°. A) Visión completa a 0,75 aumentos. B) Detalle a 0,75 aumentos. C) Visión ajuste pared lateral y oclusal del sistema a 3 aumentos. Obsérvese el contacto íntimo lateral y el pequeño desajuste oclusal, así como el diseño curvo del límite del pilar a ese nivel.



**FIGURA 84:** Vista al microscopio probeta de ángulo de cono 6°. A) Visión completa a 0,75 aumentos. B) Detalle a 0,75 aumentos. C) Visión ajuste pared lateral y oclusal del sistema a 3 aumentos. Obsérvese el contacto íntimo lateral y el pequeño desajuste oclusal, así como el diseño curvo del límite del pilar a ese nivel.

Aunque al microscopio los desajustes a nivel del margen e internos pueden parecer que no sean los mejores, en realidad estamos hablando de micras, puesto que si observamos las probetas a simple vista es muy difícil apreciar lo que vemos con el microscopio (Figs. 85AB).



**FIGURA 85:** Detalle del corte realizado por electroerosión a simple vista. A) Probeta de ángulo de cono 1°. B) Probeta de ángulo de cono 6°.

Se puede afirmar que los ajustes conseguidos son realmente buenos. Posiblemente podría existir discusión a nivel del contacto en oclusal donde no existe como si sucede en las paredes de contacto del sistema, seguramente debido al diseño en ese ángulo del pilar. Podríamos probar en el futuro a diseñar un ángulo con un radio mayor para evitar el contacto prematuro a ese nivel y que la estructura bajara en su totalidad permitiendo el contacto en oclusal y un ajuste perfecto en el margen. Otra posibilidad sería mantener el diseño con ese pequeño espacio en oclusal como preconizan los profesionales que utilizan las técnicas convencionales para fabricar este tipo de prótesis y alargar la cofia el equivalente a ese espacio generado, que a simple vista parece que es muy similar en las dos probetas seccionadas, con ángulo de cono diferente y que seguramente esté provocado por los conceptos de tolerancia mecánica.

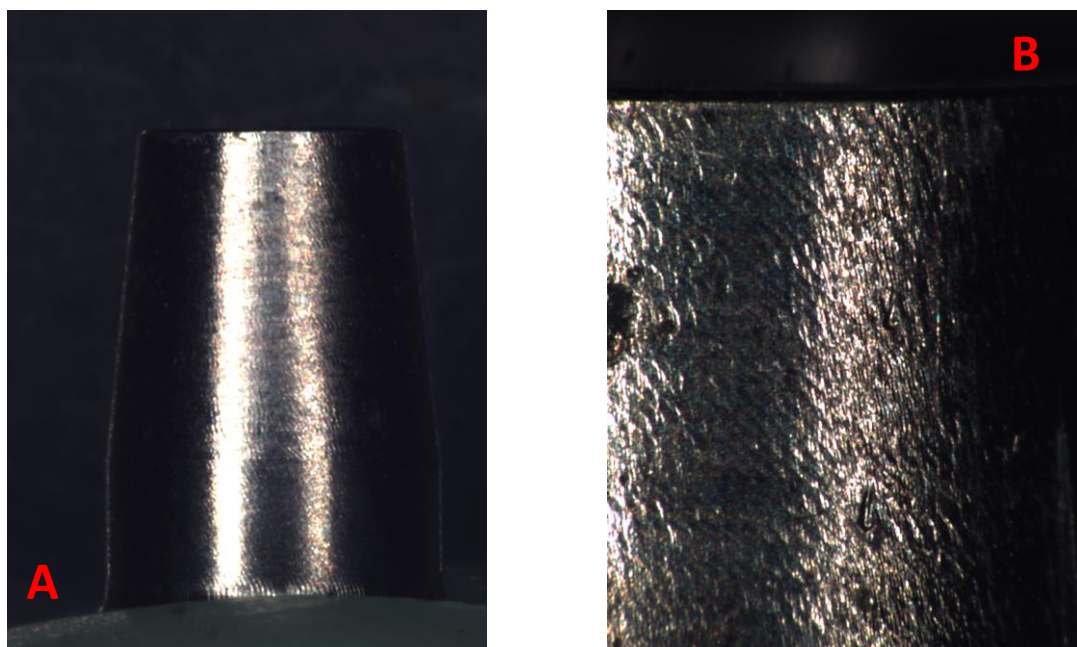
Continuando con el diseño de las coronas cónicas, la mayoría de los autores que dan la importancia que realmente tienen todos los parámetros de diseño de las dobles coronas, hablan de la necesidad de hacer una cofia de un espesor mínimo, de 0,2-

0,4mm, con un margen en filo de cuchillo, infradimensionado en la misma magnitud que el espacio oclusal libre que dejamos, para así conseguir la máxima retención cuando tras aplicar la carga, la cofia secundaria tan fina ceda, se deforme y se intruya de manera que desaparezca prácticamente el espacio libre oclusal y la cofia acabe ajustando a nivel del margen de la cofia primaria. Este mecanismo es lo que distingue a las coronas cónicas de las telescópicas, donde la retención se inicia desde el momento que ambos elementos entran en contacto. El diseño empleado en este estudio, con un grosor de 0,2mm y un margen en filo de cuchillo, pretende sumar características de ambos, puesto que eliminamos el espacio libre oclusal y el límite de la cofia llega al margen cuando asentamos la corona aplicando una pequeña carga. Así pretendemos eliminar tres factores; el primero sería el posible espacio oclusal residual que afecte al correcto asentamiento de la cofia, el segundo, la acción retentiva de la saliva por succión, al ser un parámetro que no está en nuestras manos controlar y el tercero, que por la acción de la fuerza masticatoria la cofia se deformara de tal manera que se acabara perdiendo toda la retención conseguida, algo que pudimos apreciar en un diseño inicial de las probetas y que hizo que lo modificáramos.

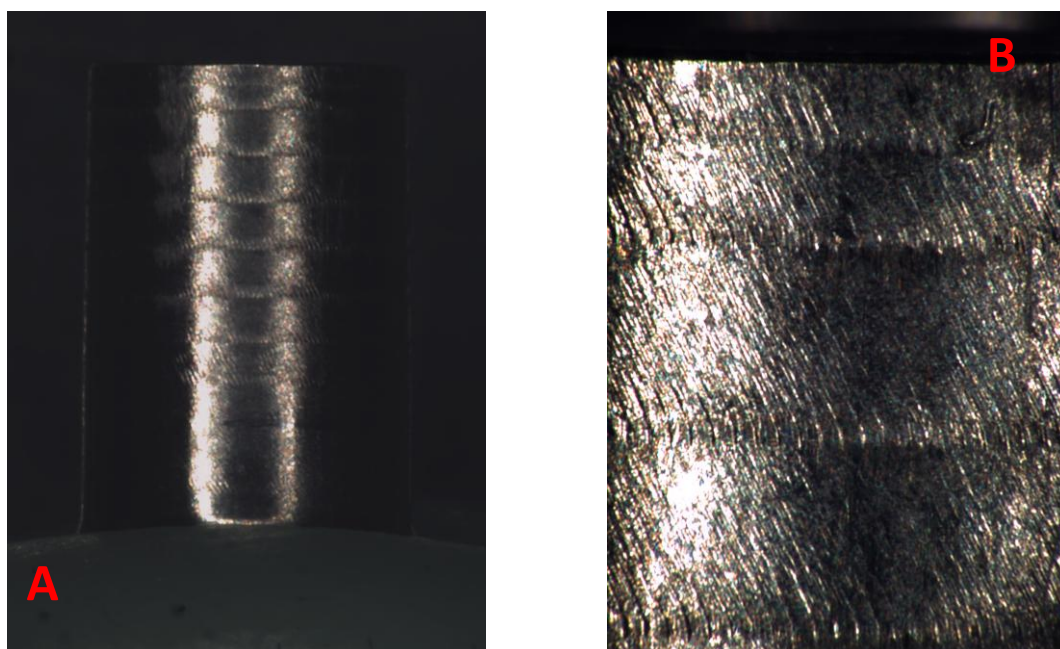
En cuanto a la superficie pulida de contacto entre ambos elementos, es importante conseguirla, pero mediante la propia técnica de elaboración de las estructuras, para que no haya que retocarlas de forma manual y podamos perder contacto entre superficies, lo cual llevaría a una reducción de la fuerza retentiva o incluso a su desaparición. Es más importante que el pulido en sí, conseguir un contacto íntimo entre la pared externa del pilar o elemento primario y la pared interna de la cofia o elemento secundario como hemos visto anteriormente. Así obtendremos no sólo una mejor retención, sino también un mejor soporte y estabilidad, eliminándose casi por completo los movimientos oscilantes y giratorios. Aun así, tras realizar las mediciones decidimos, al igual que hemos hecho con el corte del sistema para comprobar el ajuste y relación entre las paredes del elemento primario y secundario, observar al microscopio óptico a diferentes aumentos, la rugosidad de la superficie de contacto de ambos para comprobar el grado de pulido que nos ofrece la estrategia y la máquina de fresado. Como se puede observar (Figs. 86AB y 87AB), aunque aparentemente a pocos aumentos se consigue una superficie con un buen pulido, cuando aumentamos, se aprecia una superficie más rugosa provocada por el paso de la última fresa, que aun



siendo de acabado para la consecución de un correcto pulido, no evita que aparezcan dichas marcas y más aún cuanto menor es el ángulo de cono.

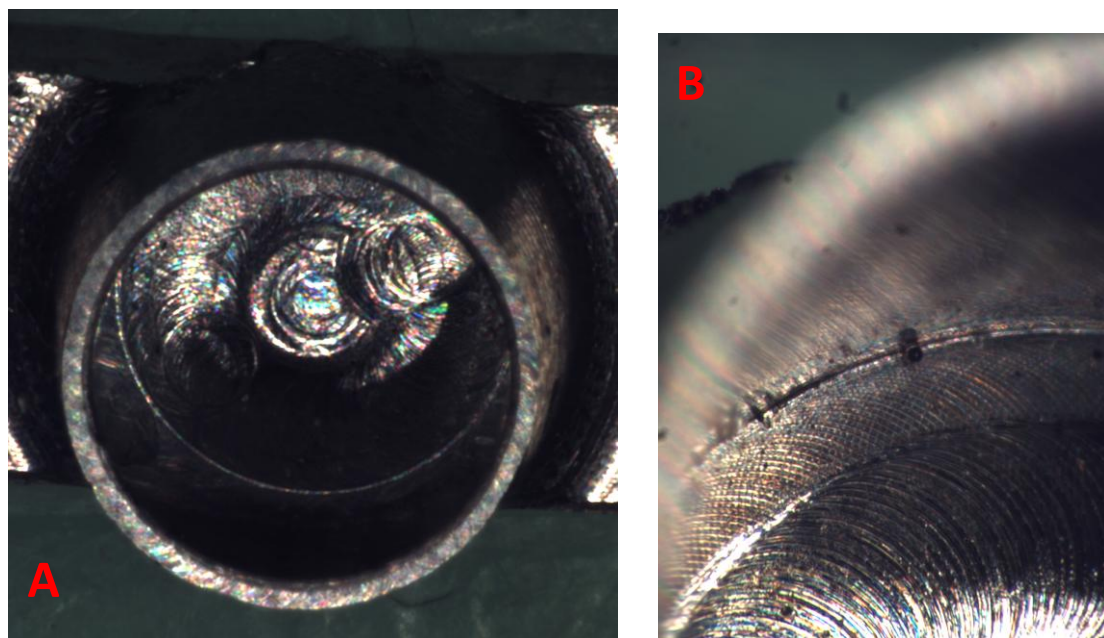


**FIGURA 86:** Vista al microscopio de la superficie del pilar de ángulo de cono 6°. A) 0,75 aumentos. B) 3 aumentos.



**FIGURA 87:** Vista al microscopio de la superficie del pilar de ángulo de cono 1°. A) 0,75 aumentos. B) 3 aumentos.

Una vez vista la rugosidad de la superficie del pilar, realizamos lo propio con las cofias (Figs. 88AB). Se observa la misma situación que en el caso de los pilares, a mayor número de aumentos, se aprecia mejor que la superficie no está totalmente pulida y se aprecian claramente las marcas del paso de la fresa.



**FIGURA 88: Vista al microscopio de la superficie de una cofia. A) 0,75 aumentos. B) 3 aumentos.**

Una posible solución, en caso que quisiéramos conseguir una superficie perfectamente pulida, sería utilizar fresas de diferentes grados de pulido colocadas en un dispositivo que controle el ángulo de acción de las mismas para así obtener un pulido exquisito, sin modificar las características ni parámetros del diseño del pilar.

Analizando otro parámetro importante del diseño, la altura del pilar, diversos estudios han demostrado que cuanto mayor sea, mayor fuerza de retención conseguiremos como ocurre también en prótesis cementadas tanto dento como implantoportadas. En nuestro diseño inicial de las probetas, ésta iba a ser otra variable, sin embargo decidimos simplificar el estudio excluyéndola, aunque considerándola para futuras investigaciones dentro de esta línea de las coronas cónicas.

## 6.5. LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Este estudio nos abre un amplio abanico de líneas de investigación posibles tanto in vitro como in vivo. Lo primero sería seguir estudiando sobre probetas, diferentes aspectos a tener en cuenta y que serán de gran relevancia a la hora de extrapolar los resultados obtenidos a nuestros casos reales sobre pacientes.

Una vez estudiado el ángulo de cono y teniendo en consideración los límites de esta investigación, el siguiente paso sería crear probetas con los mismos ángulos de cono, o reduciéndolos si se considerara oportuno, pero con diferentes alturas, considerando más interesante estudiar dimensiones inferiores a los 4mm de esta investigación, puesto que los casos en los que nos encontramos espacios protésicos reducidos son más de los que nos gustaría encontrar y este tipo de pilares podría suponer una alternativa muy interesante tanto para prótesis fijas como removibles sobre implantes. En el caso de sobredentaduras implantosoportadas o retenidas podría considerarse un elemento de retención a la altura de otros actuales como los Locator, los Zest Anchor u otros similares, pero con la posibilidad de individualizarlo a nuestro caso sin que ello pudiera suponer un aumento del coste.

Otro factor que podríamos estudiar y que ya hemos visto en otros estudios que destacan su relevancia, es la carga inicial empleada al colocar la cofia sobre el pilar y su relación con un aumento de la fuerza de retención del sistema.

Una vez analizado el funcionamiento de las coronas cónicas diseñadas y fabricadas mediante sistemas CAD/CAM comparando diferentes ángulos de cono y alturas a nivel individual, es decir sobre pilares unitarios, sería conveniente hacerlo sobre estructuras de dos o más pilares. Habría que estudiar si hay una sinergia de las retenciones de cada pilar o se mantiene constante independientemente del número de pilares que exista. Del mismo modo habría que estudiar si el material de recubrimiento estético englobaría a cofias individuales, si sería necesario hacer una supraestructura que posteriormente se cementaría sobre las cofias individuales para conseguir un correcto ajuste pasivo o si por el contrario sería posible diseñar y fabricar estructuras ferulizadas por CAD/CAM sin perder ajuste pasivo ni fuerza de retención del sistema y sobre ellas realizar el recubrimiento estético de forma directa.



Otra línea de investigación posible sería estudiar el pronóstico de la retención a largo plazo, es decir, si se mantiene, pierde o aumenta la retención inicial. En el caso de las prótesis fija sería estudiar una simulación de los ciclos de masticación normales con el paso de los años y comprobar a diferente número de ciclos, si esa retención inicial ha variado o no. En prótesis removible, la simulación sería de ciclos de inserción-desinserción en un medio acuoso para comprobar si pudiera existir un desgaste del material que hiciera perder la retención o si por el contrario se pudiera producir una corrosión del mismo que aumentara la retención o incluso que se diera el caso que fallara el sistema al no ajustar el elemento secundario sobre el primario.

Otro estudio paralelo o independiente al anterior sería investigar diferentes materiales al titanio como pueden ser aleaciones como CoCr, materiales como el zirconio, los nuevos plásticos que están apareciendo en el mercado u otros materiales que pudieran aparecer, así como el uso de diferentes rugosidades.

Hablando de materiales, pero no de fabricación de las estructuras, sino de recubrimiento estético, y descartadas las cerámicas por su contracción durante la cocción que distorsionarían el ajuste y por lo tanto el funcionamiento del sistema de las dobles coronas, sería de gran valor conocer la cantidad y tipo de adhesión de diferentes materiales plásticos estéticos a los materiales empleados en la cofia. Incluso sería interesante estudiar cómo funcionarían estos materiales mecanizados, en lugar de elaborados mediante técnica por capas, cementados sobre la cofia.

Otro punto de interés para estudiar en el futuro, sería saber si la aparición de la chimenea de acceso al tornillo por la pared del pilar pudiera restar retención al sistema, ya que se perdería una zona de fricción muy importante o si por el contrario no influiría tanto como para desechar este tipo de diseño de prótesis. También hay que considerar que al ser pilares diseñados de forma individual, nos permite corregir angulaciones muy grandes y en muchos casos, sólo con este diseño podría evitarse que ese acceso fuera un inconveniente para la retención del sistema.

Finalmente en lo que a coronas dobles se refiere, aunque en este estudio se ha comprobado que el diseño propuesto es correcto para conseguir una fuerza de retención predecible, se podrían estudiar diferentes diseños de la cofia y/o el pilar y comparar todos los diseños posibles entre sí para conocer cual es el mejor o poder proporcionar

alternativas para casos complejos. De igual modo, se podría estudiar la relación entre un peor ajuste interno y una menor o mayor retención.

Por otro lado, a partir de este estudio, más concretamente del análisis al microscopio del corte del sistema de dobles coronas que se ha llevado a cabo para el desarrollo de la discusión, se podría investigar si la falta de ajuste a nivel del margen de las estructuras cementadas sobre implante realizadas por CAD/CAM se podría deber a una falta de ajuste en la cara oclusal, tal y como hemos visto en este estudio y empezar a conocer mejor aún lo que realmente nos proporcionan estos sistemas a día de hoy y los que puedan mejorarlos más adelante con los avances tecnológicos.



## **7. CONCLUSIONES**



## 7. CONCLUSIONES

A la vista de los resultados obtenidos, y teniendo en cuenta las limitaciones inherentes al presente estudio in vitro, se confirma nuestra primera hipótesis de trabajo, pero no así las otras dos, por lo tanto podemos establecer las siguientes conclusiones:

1. A menor ángulo de cono mayor fuerza de retención de las coronas cónicas sobre implantes diseñadas y fabricadas mediante CAD/CAM.
2. Se pueden construir modelos predictivos entre el ángulo de cono y la retención obtenida, y viceversa, en las coronas cónicas sobre implantes diseñadas y fabricadas mediante CAD/CAM.
3. El rango de ángulo de cono idóneo para coronas cónicas sobre implantes diseñadas y fabricadas mediante CAD/CAM para la consecución de una retención predecible y facultativamente reversible, se sitúa entre 4° y 6°
4. Se abre una amplísima línea de investigación que desarrolle el sistema de coronas cónicas sobre implantes.

**Este trabajo ha sido becado por Internacional Dental 2007 mediante el art. 83 de la L.O.U. con número de proyecto 4153345 (Ver anexo).**



## **8. BIBLIOGRAFÍA**





## 8. BIBLIOGRAFÍA

1. **Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T.** *Prótesis tejido-integradas: la osteointegración en odontología clínica.* Libros. Berlín: Quintessence, 1997.
2. **Harel N, Piek D, Livne S, Palti A, Ormianer Z.** *A 10-year retrospective clinical evaluation of immediately loaded tapered maxillary implants.* Int J Prosthodont. 2013;26(3):244-9.
3. **Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE.** *10-year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients.* Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(6):839-51.
4. **Swierkot K, Lottholz P, Flores-de-Jacoby L, Mengel R.** *Mucositis, peri-implantitis, implant success, and survival of implants in patients with treated generalized aggressive periodontitis: 3- to 16-year results of a prospective long-term cohort study.* J Periodontol. 2012;83(10):1213-25.
5. **Zupnik J, Kim SW, Ravens D, Karimbux N, Guze K.** *Factors associated with dental implant survival: a 4-year retrospective analysis.* J Periodontol. 2011;82(10):1390-5.
6. **Misch CE.** *Prótesis Dental sobre Implantes.* Ediciones Elsevier. Madrid, 2006.
7. **Del Río Highsmith J.** *Manual de implantoprótesis del desdentado total.* Ediciones Avances. Madrid, 1995.
8. **Cañada Medinazcoitia L, del Río Highsmith J, Martínez Vázquez de Parga J.** *Prótesis fija sobre implantes cementada o atornillada.* Rev Eur Odontoestomatol. 2001;13(5):231-40.
9. **Brizuela Velasco A, Pinés Hueso J, Mauvezín Quevedo M, Martín Fernández E, González González I.** *Prótesis implantosoportada atornillada o cementada ¿Cual elijo?* RCOE. 2008;13(2):181-91.
10. **Shadid R, Sadaqa N.** *A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review.* J Oral Implantol. 2012;38(3):298-307.
11. **Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD.** *Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(5):719-28.
12. **Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E.** *Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial.* Eur J Oral Implantol. 2012;5(4):355-64.
13. **Small BW.** *Cemented or screw-retained implant restorations: how do you decide?* Gen Dent. 2011;59(1):14-8.
14. **Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D.** *Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates.* Clin Oral Implants Res. 2012;23 Suppl 6:163-201.
15. **Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G.** *Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2011;26(5):1102-7.

16. **Chee WW, Torbati A, Albouy JP.** *Retrievable cemented implant restorations.* J Prosthodont. 1998 Jun;7(2):120-5.
17. **Uludag B, Celik G.** *Fabrication of a cement- and screw-retained multiunit implant restoration.* J Oral Implantol. 2006;32(5):248-50.
18. **Adler S.** *El puente de Landsberg. Una restauración moderna con dióxido de zirconio.* Quintessence Técnica. 2010;21(4):202-211.
19. **Tauber M.** *Supreconstrucciones de implante para restauraciones de coronas y puentes.* Quintessence Técnica. 2009;20(2):63-71.
20. **Schweiger J, Neumeier P, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D.** *Coronas y puentes de recubrimiento macrorretentivos.* Quintessence Técnica. 2013;1(3):210-22.
21. **Breitman JB, Nakamura S, Freedman AL, Yalisove IL.** *Telescopic Retainers: An old or new solution? A second chance to have normal dental function.* J Prosthodont. 2012;21:79-83.
22. **Salvasohn HJ.** *La prótesis de una pieza con coronas dobles.* Quintessence Técnica. 2003;14(2):69-78.
23. **Bayer S et al.** *Clinical retention force developmetn of double crowns.* Clin Oral Invest. 2012;1:407-11.
24. **Longoni S, Apruzzese D, Careddu G, Sartori M, Davide R.** *Nuevo protocolo de coronas telescópicas para los pacientes parcialmente desdentados: Presentación de 32 casos.* Rev Int Odont Rest y Periodon. 2005;9(5):493-99.
25. **Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP.** *Manbibular two-implant telescopic overdenture. 10-year clinical and radiographical results.* Clin Oral Impl Res. 2004;15:560-69.
26. **Ernst KK.** *Doble corona galvanoplástica y de fricción para una prótesis implantosoportada removible.* Labor Dental. 2004;5(1):16-23.
27. **Parmigiani Izquierdo JM.** *Prótesis Telescópica de Cromo-Cobalto Implantosoportada.* Maxillaris. 2003 Abril:70-74.
28. **Padullés i Roig E, Arano Sesma JM.** *Prótesis fija facultativamente removible. Anclajes telescópicos galvanizados sobre implantes.* Labor Dental. 2006;7(4):135-40.
29. **Parmigiani Izquierdo JM.** *Historia y Generalidades de la Prótesis Telescópica (Parte I).* Maxillaris. 2006 Abril:2-16.
30. **Thams Lorey U, Rodríguez García E.** *Prótesis telescópica galvanoformada soportada por implantes y dientes combinados.* Rev Esp Odontoestomatol Impl. 2001;9(3):135-47.
31. **Cacaci C, Lotz HJ, Randelzhofer P, Weigl P.** *Prótesis dentales para dos fases de la vida. Una solución innovadora introducida inmediatamente antes y durante las fases de la vida marcadas por las enfermedades de la vejez y sus limitaciones.* Periodoncia y Osteointegración. 2009;19(4):251-264.
32. **Schunke S.** *Principales métodos de funcionamiento del sistema de coronas dobles.* Quintessence Técnica. 2008;19(10):557-568.
33. **Krennmair G, Krainhöfner M, Waldenberger O, Piehslinger E.** *Dental Implants as Strategic Supplementary Abutments for Implant-Tooth\_supported Telescopic Crow-Retained Maxillary Dentures: A Restrospective Follow-up Study for Up to 9 Years.* Int J Prosthodont. 2007;20(6):617-22.

34. **Koller B, Att W, Strub JR.** *Survival Rates of Teeth, Implants, and Double Crown-Retained Removable Dental Prostheses: A Systematic Literature Review.* Int J Prosthodont. 2001;24(2):109-17.
35. **Rübeling G, Popall K.** *Prótesis telescópica con coronas dobles realizada con el proceso de colado sobre modelo de una pieza en CrCoMo con fricción controlable.* Quintessence Técnica. 2008;19(10):513-27.
36. **Wenz HJ, Puschmann D, Emde F, Lehmann KM.** *El comportamiento de desgaste de coronas telescópicas con ajuste con juego y elemento de retención adicional.* Quintessence Técnica. 2010;21(3):144-153.
37. **Wenz HJ, Lehmann KM.** *A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system.* Int J Prosthodont. 1999;12:409-14.
38. **Körber KH, Blum M.** *Influencia de la precisión angular en la reproducibilidad de la fuerza de adherencia de las coronas cónicas.* Quintessence Técnica. 2004;15(9):512-22.
39. **Körber KH, Blum M.** *Estudios experimentales sobre la influencia del tamaño de la superficie de adherencia en la fuerza de adherencia reproducible de las coronas cónicas.* Quintessence Técnica. 2006;17(8):420-32.
40. **Wirz J, Hoffmann A.** *Electroformación en odontología restauradora. Nuevas facetas de la prótesis biológica.* Ed. Quintessence. Barcelona, 2004.
41. **Greven B, Luepke M, von Dorsche SH.** *Telescoping Implant Prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit.* J Prosthet Dent. 2007;98:239-44.
42. **Solimei GE, Gil FJ.** *Comportamiento mecánico del sistema de ajuste pasivo aurogalvánico (SPAG) para la prótesis sobre implantes dentales.* Rev Esp Odontoestomatol Impl. 2001;9(4):209-214.
43. **Schauding A, Lehmann KM, Gente M.** *La precisión de ajuste de coronas primarias en función de la aleación.* Quintessence Técnica. 2009;20(10):571-577.
44. **Groten M, Rübeling G.** *Coronas telescópicas híbridas para el anclaje de prótesis dentales fijas-extraíbles combinadas.* Quintessence Técnica. 2010;21(9):547-59.
45. **Geiselhöringer H, Holst A, Bergler M, Göllner M.** *Prótesis telescópica en dientes o implantes con Procera Overdenture Concept. Las posibilidades de la tecnología CAD/CAM.* Quintessence Técnica. 2008;19(10):528-34.
46. **Bergler M, Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M.** *CAD/CAM and telescopic technology: design options for implant-supported overdentures.* Eur J Esthet Dent. 2008;3(1):66-88.
47. **Fuster Torres MA, Albalat Estela S, Acañiz Raya M, Peñarrocha Diego M.** *CAD/CAM dental systmes in implant dentistry: Update.* Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2009;14(3):141-5.
48. **Shimakura M, Nagata T, Takeuchi M, Nemoto T.** *Retentive Force of Pure Titanium Konus Telescope Crowns Fabricated Using CAD/CAM System.* Dent Mat J. 2008;27(2):211-15.

49. **Abduo J, Lyons K.** *Rationale for the Use of CAD/CAM Technology in Implant. Prosthodontics.* Int J Dent. 2013. Article ID 768121: 1-8.
50. **Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M.** *Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review.* Int J Prosthodont. 2011;24(3):207-20.
51. **Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC.** *Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant framework: a university laboratory study.* J Prosthodont. 2011;20(4):267-74.
52. **Karatasli O, Kursoglu P, Çapa N, Kazazoglu E.** *Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems.* Dent Mat J. 2001;30(1):97-102.
53. **Hoffmann A.** El titanio como material dental. Quintessence Técnica. 2008;19(1):1-13.
54. **Salueña Berna X, Amelia Nápoles Alberro.** *Tecnología mecánica.* Edicions UPC. Barcelona. 2000.
55. **Alonso Pérez JJ et al.** *Tecnología mecánica: ajustes y tolerancias, mecanismos y engranajes.* Reimpresiones. 2000.
56. **Karl M, Bauernschmidt B.** *Primeras experiencias con prótesis dental telescópica realizada al 100% en dióxido de zirconio.* Quintessence Técnica. 2010;21(8):518-526.
57. **Stephan K.** *¿Es posible un puente telescópico de óxido de zirconio sin galvanano?* Quintessence Técnica. 2005;16(5):246-252.
58. **Jung T.** *Sobredentadura soportada por implante y retenida por coronas dobles.* Quintessence Técnica. 2005;15(4):189-199.
59. **Beschnidt SM, Chitmongkolsuk S, Prull R.** *Telescopic crown-retained removable partial dentures: review and case report.* Compend Contin Educ Dent. 2001 Nov;22(11):927-8, 929-32.
60. **Ganz S, Kurbad A.** *Prótesis telescópica digital. 1ª parte: Descripción de los pasos de trabajo.* Quintessence Técnica. 2012;23(6):372-384.
61. **Hoffmann O, Beaumont C, Tatakis DN, Zafiropoulos GG.** *Telescopic crowns as attachments of implants upported restorations: a case series.* J Oral Implantol. 2006;32(6):291-99.
62. **Sakai Y, Takahashi H, Iwasaki N, Igarashi Y.** *Effects of surface roughness and tapered angle of cone Crown telescopic system on retentive force.* Dent Mat J. 2001;30(5):635-41.
63. **Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M.** *Parameters affecting retentive force of conus crowns.* J Oral Rehab. 2004;31:271-77.
64. **Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M.** *Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown system.* Clin Oral Invest. 2010;14:129-35.
65. **Engels J et al.** *Wear behavior of different double-crown systems.* Clin Oral Invest. 2013;17:503-10.
66. **Gurbulak AG, Kilic K, Eroglu Z, Gercekcioglu E, Kesim B.** *Evaluation of the Retention Force of Double Conical Crowns Used in Combination with Galvanofarming and Casting Fabrication Technique.* J Prosthodon. 2013;22:63-68.

67. **Bayer S et al.** *Telescopic crowns: extra-oral and intra-oral retention force measurement – in vitro/ in vivo correlation.* Gerodontol. 2012;29:340-347.
68. **Bayer S et al.** *Retention force measurement of telescopic crowns.* Clin Oral Invest. 2010;14:607-11.
69. **Bayer S et al.** *Wear of double crown systems – electroplated vs. casted female part.* J Appl Oral Sci. 2012;20(3):384-91.
70. **Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M, Toparli M.** *The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA).* J Oral Rehab. 2002;29:1069-75.
71. **Stancic I, Jelenkovic A.** *Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch.* Gerodontol. 2008;25:162-7.
72. **Özyemisci-Cebeci N, Yabuzyilmaz H.** *Comparison of the effects of friction varnish and electroforming on the retention of telescopic crowns.* J Prosthet Dent. 2013;109:392-6.
73. **Tabatabaian F, Alaie F, Seyedan K.** *Comparison of Three Attachments in Implant-Tissue Supported Overdentures: An In Vitro Study.* J Dent. 2010;7(3):113-18.
74. **Petropoulos VC, Smith W.** *Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17(4):526-35.
75. **Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr.** *Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures.* J Prosthodont. 2004;13(4):221-6.
76. **Uludag B, Polat S.** *Retention characteristics of different attachment systems of mandibular overdentures retained by two or three implants.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(6):1509-13.
77. **Alsabeeha N, Atieh M, Swain MV, Payne AG.** *Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs.* Int J Prosthodont. 2010;23(2):160-6.
78. **Wolf K, Ludwig K, Hartfil H, Kern M.** *Analysis of retention and wear of ball attachments.* Quintessence Int. 2009;40(5):405-12.
79. **Petropoulos VC, Mante FK.** *Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures.* J Prosthodont. 2011;20(4):286-93.
80. **Bayer S et al.** *Retention force of plastic clips on implant bars: a randomized controlled trial.* Clin Oral Impl Res. 2012;23:1377-84.
81. **Eitner S et al.** *Comparing bar and double-crown attachments in implant-retained prosthetic reconstruction: a follow-up investigation.* Clin Oral Impl Res. 2008;19:530-7.
82. **Akin H, Coskum ME, Akin EG, Ozdemir AK.** *Evaluation of the attractive force of different types of new-generation magnetic attachments systems.* J Prosthet Dent. 2011;105:203-7.
83. **Fromentin O, Lassauzay C, Nader SA, Feine J, Albuquerque RF.** *Testing the retention of attachments for implant overdentures – validation of an original measurement system.* J Oral Rehab. 2010;37: 54-62.
84. **Maeyama H et al.** *Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements.* Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7(4):229-34.

85. **Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T.** *Cement Selection for cement-retained crown technique with dental implants.* J Prosthodont. 2008;17(2):92-6.
86. **Dudley JE, Richards LC, Abbott JR.** *Retention of cast crown copings cemented to implant abutments.* Austral Dent J. 2008;53:332-9.
87. **Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M.** *Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements.* Clin Oral Impl Res. 2002;13:343-8.
88. **Nejatidanesh F, Savabi O, Ebrahimi M, Savabi G.** *Retentiveness of implant-supported metal copings using different luting agents.* Dent Res J. 2012;9(1):13-8.
89. **Zidan O, Ferguson GC.** *The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements.* J Prosthet Dent. 2003;89:565-71.
90. **Di Felice R et al.** *Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study.* Clin Oral Impl Res. 2007;18:108-13.
91. **Garg P, Gupta G, Prithviraj DR, Pujari M.** *Retentiveness of Various Luting Agents Used with Implant-Supported Prostheses: A Preliminary In Vitro Study.* Int J Prosthodont. 2013;26:82-4.
92. **Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S.** *Retrievability of implant-retained crowns following cementation.* Clin Oral Impl Res. 2008;19:1304-11.
93. **Barbosa-Rocha PV, Aguiar-Freitas M, Alves-Cunha TM.** *Influence of screw Access on the retention of cement-retained implant prostheses.* J Prosthet Dent. 2013;109:264-68.
94. **Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ.** *Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis.* Int J Oral Maxillofac Implants. 2001;16(4):547-56.
95. **Mundt T, Heinemann F, Golecki G, Schwahn C, Biffar R.** *Retention force of secondary crowns to copings after temporary cementation: the effect of crown material and luting agent.* Biomed Tech. 2010;55(6):335-40.
96. **Schweitzer DM, Berg RW, Mancía GO.** *A technique for retrieval of cement-retained implant-supported prostheses.* J Prosthet Dent. 2001;106:131-135.
97. **Zielak JC, Rorbacker M, Gomes R, Yamashita C, Gonzaga CC, Giovanni AF.** *In vitro evaluation of the removal force of abutments in frictional dental implants.* J Oral Implantol. 2011 Oct;37(5):519-23.
98. **Ricomini Filho AP, Fernandes FS, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA.** *Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems.* Braz Dent J. 2010;21(2):123-9.
99. **Schmitt CM et al.** *Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review.* J Biomed Mater Res A. 2013 Mar 27. doi: 10.1002/jbm.a.34709.
100. **Esquiaga-García H.** *Conexión cónica.* Gaceta Dental. 2008;196:120-143.
101. **Castillo-Oyagüe R, Sánchez-Turrión A, Serrano-Madrigal B, Del Río-Highsmith L.** *Estudio in vitro del ajuste de estructuras coladas de cromo-cobalto para prótesis fija sobre pilares prefabricados de implantes dentales.* Rev Int Prot Estomatol. 2004;6(4):292-8.

# **ANEXOS**





## Registro R-1201

Calibración del Fantoma

Fecha: 28/03/2013

Nombre del Técnico: MIHAI

### Validación del correcto funcionamiento de la fresadora DMG modelo HSC-20 linear

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Diámetro interior de anilla de precisión	49,999	+/- 0,02	50,001	Sí

### Validación del correcto funcionamiento de la fresadora Hermle modelo C 20 U

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Diámetro interior de anilla de precisión	49,999	+/- 0,02	50,001	Sí

### Validación del correcto funcionamiento del calibre

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Gauge Block 10mm	10	+/- 0,02	10,01	Sí
Gauge Block 15mm	15	+/- 0,02	14,98	Sí
Gauge Block 25mm	25	+/- 0,02	25,00	Sí
Gauge Block 50mm	50	+/- 0,02	50,02	Sí

## Registro R-1201

Calibración del Fantoma

Fecha: 29/04/2013

Nombre del Técnico: MIHAI

### Validación del correcto funcionamiento de la fresadora DMG modelo HSC-20 linear

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Diámetro interior de anilla de precisión	49,999	+/- 0,02	49,997	Sí

### Validación del correcto funcionamiento de la fresadora Hermle modelo C 20 U

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Diámetro interior de anilla de precisión	49,999	+/- 0,02	50,004	Sí

### Validación del correcto funcionamiento del calibre

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Gauge Block 10mm	10	+/- 0,02	9,99	Sí
Gauge Block 15mm	15	+/- 0,02	15,000	Sí
Gauge Block 25mm	25	+/- 0,02	24,99	Sí
Gauge Block 50mm	50	+/- 0,02	50,01	Sí

## Registro R-1201

Calibración del Fantoma

Fecha: 30/05/2013

Nombre del Técnico: MIHAÍ

### Validación del correcto funcionamiento de la fresadora DMG modelo HSC-20 linear

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Diámetro interior de anilla de precisión	49,999	+/- 0,02	49,991	Si

### Validación del correcto funcionamiento de la fresadora Hermle modelo C 20 U

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Diámetro interior de anilla de precisión	49,999	+/- 0,02	50,003	Si

### Validación del correcto funcionamiento del calibre

Medición	Medida objetivo (mm)	Medida Aceptable (mm)	Medida realizada (mm)	Aceptado (Sí / No)
Gauge Block 10mm	10	+/- 0,02	9,98	Si
Gauge Block 15mm	15	+/- 0,02	14,99	Si
Gauge Block 25mm	25	+/- 0,02	24,99	Si
Gauge Block 50mm	50	+/- 0,02	50,02	Si



### Certificado calibración, fuerza N°.

179393

25.02.2013

#### Calibration certificate, force no:

Cliente <i>Customer</i>	EUROORTODONCIA S.L.	Máquina tipo <i>Machine-type</i>	BT1-FR2.5TS.D14
Dirección <i>Street</i>	Aeronauticas, 18-20	Fabricante <i>Manufacturer</i>	Zwick GmbH & Co. KG
Localidad <i>City</i>	Pol.Ind.Urtinsa II	Nº de serie <i>Serial-no.</i>	179392
Ubicación máquina <i>Machine location</i>	E - 28923 Alcorcon (Madrid)	Nº de Dossier <i>Dossier-no</i>	DO701781
Calibrador <i>Technician</i>	Laboratorio	Fecha fabricación <i>Year of construction</i>	Geert van den Berg
Fecha calibración <i>Calibration date</i>	25/02/2013	Indicador <i>Display</i>	2007
		Temperatura <i>Temperature</i>	TestXpert II
			22,3 °C
Rango de medida <i>Measurement range</i>	5,00 N - 2500 N	Captador de fuerza tipo	KAF-TC
Nº albarán <i>Service-order-no.</i>	13.062	Fabricante capt. fuerza <i>Load cell manufacturer</i>	Zwick/Roell
Ajuste tracción <i>Adjustment Tensile</i>	0,974955	Nº fabricante <i>Manufact.-no.</i>	07-4293
Ajuste compresión <i>Adjustment Compr.</i>	0,975185	Nº serie captador <i>Serial-no.</i>	179393
		Posición montaje <i>Mounting-position</i>	unter der Fahrtraverse
		Zona de ensayos <i>Test area</i>	Lower
		Giro previo serie medida <i>Movement before rows</i>	120 °

Resultados ensayo dirección Tracción / Test results direction Tensile						
FA N	F N	q %	b %	v %	a %	Rel. MU (+/-) %
5,00	4,996	0,02	0,21	0,08	0,20	0,26
12,49	12,490	-0,03	0,11	0,11	0,08	0,22
25,02	24,980	0,15	0,11	0,02	0,04	0,21
49,99	49,960	0,06	0,05	0,04	0,02	0,20
124,98	124,900	0,06	0,01	0,01	0,01	0,20
125,00	125,128	-0,10	0,02	0,21	0,01	0,18
250,00	250,181	-0,07	0,03	0,15	0,00	0,18
500,00	500,092	-0,02	0,00	0,08	0,00	0,17
1000,00	999,723	0,03	0,01	0,01	0,00	0,17
1000,00	998,806	0,12	0,02	0,20	0,00	0,12
1500,00	1497,677	0,16	0,00	0,12	0,00	0,12
2000,00	1996,346	0,18	0,01	0,08	0,00	0,12
2500,00	2494,954	0,20	0,00	0,00	0,00	0,12
Error relativo de cero / Relative zero point deviation						
Tracción: 0,01%						

Resultfile 179393\_2013\_02\_25

1/3



Resultados ensayo dirección Compresión / Test results direction Compression						
FA N	F N	q %	b %	v %	a %	Rel. MU (+/-) %
5,00	4,996	0,11	0,06	0,49	0,20	0,23
12,49	12,490	-0,01	0,17	0,52	0,08	0,23
25,02	24,980	0,17	0,14	0,19	0,04	0,22
50,02	49,960	0,12	0,07	0,07	0,02	0,20
125,04	124,900	0,12	0,07	0,00	0,01	0,20
125,00	124,620	0,31	0,02	0,37	0,01	0,12
250,00	249,469	0,21	0,05	0,12	0,00	0,12
500,00	499,329	0,13	0,02	0,10	0,00	0,12
1000,00	999,026	0,10	0,04	0,00	0,00	0,12
1000,00	998,460	0,15	0,01	0,21	0,00	0,12
1500,00	1497,238	0,18	0,02	0,14	0,00	0,12
2000,00	1995,646	0,22	0,01	0,08	0,00	0,12
2500,00	2494,041	0,24	0,01	0,02	0,00	0,12
Error relativo de cero / Relative zero point deviation						
Compresión: 0,01%						

**Leyenda:**  
*Legend:*

FA:	Indicador de la máquina	Machine display
F:	Valor real	real value
q:	Error relativo de exactitud	relative display deviation
b:	Error relativo de repetibilidad	relative error of repeatability
v:	Error relativo de reversibilidad	relative error of reversibility
a:	Resolución relativa del indicador	relative display resolution
Rel. MU (+/-):	Incertidumbre relativa de medida	relative measurement uncertainty

Zwick Ibérica Equipos de Ensayos, S.L. · Marcus Porcius, 1 · Pol. Les Guixeres · Edificio BCIN · E-08915 Badalona (Barcelona)

**Patrones e instrumentos de medida utilizados / Used working standards and testing devices:**

Indicador digital <i>Indicating device</i>	Número de serie <i>Serial-no.</i>	Nº certificado calibración <i>Calibration certificate no</i>
DK38	022720008	3965 D-K-15106-01-00 12-10
Captador de fuerza y pesos <i>Force-proving instrument</i>	Nº de serie <i>Serial-no.</i>	Nº certificado calibración <i>Calibration certificate no</i>
Pesos	051	G6-221 DKD-K-11801 09-06
2 kN	G71836	3963 D-K-15106-01-00 12-11
10 kN	E39586	3964 D-K-15106-01-00 12-10

Confirmamos que el sistema de medida de fuerza arriba indicado, ha sido calibrado según DIN EN ISO 7500-1.

La incertidumbre de medida se indica por separado para cada valor discreto con el doble de la desviación estándar.

La máquina de ensayos se puede utilizar dentro de los rangos verificados, como se indica a continuación:

*We hereby confirm, that the above named force measuring device has been calibrated according DIN EN ISO 7500-1. The stated measurement uncertainty is calculated with double standard deviation for each step. The force measuring device can be used in the verified measurement ranges as follows:*

DIN EN ISO 7500-1 Classe 0,5 desde 5 N hasta 2500 N (Tracción)

DIN EN ISO 7500-1 Classe 0,5 desde 5 N hasta 2500 N (Compresión)

El usuario es el responsable conforme UNE EN ISO 9001 para la repetición de la calibración en intervalos adecuados. Nos remitimos a lo indicado en la norma UNE EN ISO 7500-1, referente a que los intervalos entre las verificaciones no sean mayores de 12 meses.

*According to DIN EN ISO 9001 the user is responsible for keeping an appropriate interval for repetition of calibration. We draw attention to the standard DIN 51220 and the special test and calibration standards.*

Firma / Signature:



Sello / Stamp:

**ZwickService**  
E-08915 Badalona  
Servicio de Calibración



### Certificado calibración,

179392

25.02.2013

### Longitud N°:

### Calibration certificate, length no:

Cliente <i>Customer</i>	EUROORTODONCIA S.L.	Máquina tipo <i>Machine-type</i>	BT1-FR2.5TS.D14
Dirección <i>Street</i>	Aeronauticas, 18-20	Fabricante <i>Manufacturer</i>	Zwick GmbH & Co. KG
Localidad <i>City</i>	Pol.Ind.Urtinsa II	Nº de serie <i>Serial-no.</i>	179392
Ubicación máquina <i>Machine location</i>	E - 28923 Alcorcon (Madrid)	Nº de Dossier <i>Dossier-no</i>	DO701781
Calibrador <i>Technician</i>	Laboratoriob	Fecha fabricación <i>Year of construction</i>	2007
Fecha calibración <i>Calibration date</i>	Geert van den Berg	Indicador <i>Display</i>	TestXpert II
	25.02.2013	Temperatura <i>Temperature</i>	22,3 °C
Rango de medida <i>Measurement range</i>	0,50 mm - 50 mm	Transductor de desplazamiento, tipo <i>Extensometer-type</i>	Crosshead
Resolución <i>Resolution</i>	1,00 µm	Fabricante transductor <i>Manufacturer</i>	Zwick
Nº albarán <i>Service-order-no.</i>	13.062	Nº serie transductor <i>Serial-no.</i>	179392
		Zona de ensayos <i>Test area</i>	Lower

Resultados ensayo dirección Tracción / Test results direction Tensile									
LA1 mm	L1 mm	q1		LA2 mm	L2 mm	q2		IM rel. (+/-) %	IM abs. (+/-) µm
0,500	0,5008	-0,16	%	0,500	0,5008	-0,16	%	0,15	0,8
1,000	1,0041	-0,40	%	1,000	1,0039	-0,38	%	0,15	1,5
1,500	1,5033	-0,21	%	1,500	1,5030	-0,19	%	0,15	2,3
2,000	2,0007	-0,03	%	2,000	1,9998	0,02	%	0,15	3,0
2,500	2,4988	0,05	%	2,500	2,4987	0,06	%	0,15	3,7
3,000	2,9998	0,01	%	3,000	2,9994	0,02	%	0,15	4,5
3,500	3,5037	-0,10	%	3,500	3,5034	-0,09	%	0,15	5,3
4,000	4,0036	-0,09	%	4,000	4,0032	-0,08	%	0,15	6,0
4,500	4,5005	-0,01	%	4,500	4,5006	-0,01	%	0,15	6,8
5,000	4,9991	0,02	%	5,000	4,9989	0,02	%	0,15	7,5
5,000	4,9981	0,04	%	5,000	4,9979	0,04	%	0,15	7,5
10,000	9,9975	0,03	%	10,000	9,9973	0,03	%	0,15	15,0
15,000	14,9969	0,02	%	15,000	14,9967	0,02	%	0,15	22,5
20,000	19,9970	0,02	%	20,000	19,9968	0,02	%	0,15	30,0
25,000	24,9972	0,01	%	25,000	24,9969	0,01	%	0,15	37,5
30,000	29,9966	0,01	%	30,000	29,9963	0,01	%	0,15	45,0
35,000	34,9961	0,01	%	35,000	34,9958	0,01	%	0,15	52,5
40,000	39,9939	0,02	%	40,000	39,9936	0,02	%	0,15	60,0
45,000	44,9921	0,02	%	45,000	44,9919	0,02	%	0,15	67,5
50,000	49,9895	0,02	%	50,000	49,9895	0,02	%	0,15	75,0

Resultfile 179392\_2013\_02\_25

1/2

<b>Leyenda:</b>	<b>LA:</b> Indicador de la máquina	<i>Machine display</i>
<b>Legend:</b>	<b>L:</b> Valor real	<i>real value</i>
	<b>q:</b> Desviación del indicador (relativa o absoluta)	<i>display deviation (relative or absolute)</i>
	<b>IM:</b> Incertidumbre de medida (relativa y absoluta)	<i>measurement uncertainty (relative and absolute)</i>

Patrones e instrumentos de medida utilizados / *Used working standards and testing devices:*

Indicador digital <i>Indicating device</i>	Número de serie <i>Serial-no.</i>	Nº certificado calibración <i>Calibration certificate no</i>
ND281A	8002665	-
Transductor de desplazamiento <i>Measurement transducer</i>		
CT6002	34598571F	34598571F 11-07 Fa. Heidenhain

Confirmamos que el extensómetro arriba indicado, ha sido calibrado según UNE EN ISO 9513.

La incertidumbre de medida se indica por separado para cada valor discreto con el doble de la desviación estándar. La máquina de ensayos con este extensómetro se puede utilizar dentro de los rangos verificados, como se indica a continuación:

*We hereby confirm, that the above named extensometer has been calibrated according DIN EN ISO 9513. The stated measurement uncertainty is calculated with double standard deviation for each step. The extensometer device can be used in the verified measurement ranges as follows:*

DIN EN ISO 9513 Clase 0,5 desde 0.5 mm hasta 50 mm (Tracción)

El usuario es el responsable conforme UNE EN ISO 9001 para la repetición de la calibración en intervalos adecuados. Nos remitimos a lo indicado en la norma UNE EN ISO 9513, referente a que los intervalos entre las verificaciones no sean mayores de 12 meses.

*According to DIN EN ISO 9001 the user is responsible for keeping an appropriate interval for repetition of calibration. We draw attention to the standard DIN 51220 and the special test and calibration standards.*

Firma / *Signature:* .....



Sello / *Stamp:*

**ZwickService**  
E-08915 Badalona  
Servicio de Calibración





## Tabla de parámetros::

Precarga : 0,5 N  
Velocidad de ensayo : 1 mm/min

## Tabla de resultados:

Leyenda	No.	Identificación Subserie 1	F <sub>max</sub> N	dL en F <sub>max</sub> mm	F <sub>Rotura</sub> N	dL en rotura mm	W hasta Rotura Nmm
	2.20	Pilar 8º/1	21,8	-	21,8	-	-
	2.22		18,0	-	18,0	-	-
	2.23		25,9	-	25,9	-	-
	2.24		16,5	-	16,5	-	-
	2.27		16,8	-	16,8	-	-
	3.10	Pilar 8º/2	28,0	-	28,0	-	-
	3.11		17,4	-	17,4	-	-
	3.29		23,0	-	23,0	-	-
	3.16		28,7	-	28,7	-	-
	3.17		27,8	-	27,8	-	-
	4.2	Pilar 8º/3	17,3	-	17,3	-	-
	4.3		19,5	-	19,5	-	-
	4.13		20,1	-	20,1	-	-
	4.14		18,8	-	18,8	-	-
	4.15		20,2	-	20,2	-	-
	5.16	Pilar 8º/4	18,2	-	18,2	-	-
	5.2		23,0	-	23,0	-	-
	5.3		25,8	-	25,8	-	-
	5.4		17,4	-	17,4	-	-
	5.5		15,4	-	15,3	-	-
	6.6	Pilar 8º/5	19,5	-	19,5	-	-
	6.2		19,6	-	19,6	-	-
	6.3		23,4	-	23,4	-	-
	6.4		18,5	-	18,5	-	-
	6.6		24,8	-	24,8	-	-
	7.4	Pilar 7º/1	37,7	-	37,7	-	-
	7.8		30,0	-	30,0	-	-
	7.9		24,0	-	24,0	-	-
	7.11		33,9	-	33,9	-	-
	7.14		27,1	-	27,1	-	-
	8.3	Pilar 7º/2	22,9	-	22,8	-	-
	8.4		21,6	-	21,6	-	-
	8.5		26,7	-	26,7	-	-
	8.6		21,6	-	21,2	-	-
	8.8		23,0	-	23,0	-	-
	9.2	Pilar 7º/3	24,9	-	24,9	-	-
	9.3		23,6	-	23,6	-	-
	9.4		24,1	-	24,1	-	-
	9.5		28,9	-	28,9	-	-
	9.6		30,2	-	30,2	-	-
	10.7	Pilar 7º/4	28,1	-	28,1	-	-
	10.3		25,4	-	25,4	-	-
	10.4		28,0	-	28,0	-	-
	10.6		31,7	-	31,7	-	-



Leyenda	No.	Identificación Subserie 1	F <sub>max</sub> N	dL en F <sub>max</sub> mm	F <sub>Rotura</sub> N	dL en rotura mm	W hasta Rotura Nmm
	10.7		35,1	-	34,9	-	-
	11.9	Pilar 7º/5	27,4	-	27,4	-	-
	11.2		33,7	-	33,7	-	-
	11.4		32,2	-	32,2	-	-
	11.5		40,0	-	40,0	-	-
	11.6		28,0	-	27,8	-	-
	12.7	Pilar 6º/1	48,3	-	48,3	-	-
	12.2		35,7	-	35,7	-	-
	12.3		33,4	-	33,4	-	-
	12.5		33,8	-	33,8	-	-
	12.6		38,1	-	38,1	-	-
	13.3	Pilar 6º/2	32,9	-	32,9	-	-
	13.4		29,2	-	29,2	-	-
	13.5		30,3	-	29,0	-	-
	13.6		39,3	-	39,3	-	-
	13.7		36,3	-	36,3	-	-
	14.8	Pilar 6º/3	40,4	-	40,4	-	-
	14.2		49,5	-	49,5	-	-
	14.3		40,2	-	40,2	-	-
	14.5		45,1	-	45,1	-	-
	14.6		54,5	-	54,5	-	-
	15.3	Pilar 6º/4	33,5	-	33,5	-	-
	15.5		46,0	-	46,0	-	-
	15.6		35,7	-	35,7	-	-
	15.7		56,9	-	56,9	-	-
	15.9		41,2	-	41,2	-	-
	16.10	Pilar 6º/5	44,0	-	42,4	-	-
	16.3		36,6	-	36,6	-	-
	16.5		37,0	-	35,2	-	-
	16.6		58,0	-	58,0	-	-
	16.7		35,7	-	35,7	-	-
	17.9	Pilar 5º/1	65,2	-	63,3	-	-
	17.3		56,6	-	56,6	-	-
	17.4		60,0	-	60,0	-	-
	17.5		74,2	-	74,2	-	-
	17.6		70,4	-	70,4	-	-
	18.3	Pilar 5º/2	60,7	-	60,7	-	-
	18.4		61,6	-	61,6	-	-
	18.5		57,7	-	57,7	-	-
	18.6		68,5	-	68,5	-	-
	18.8		56,2	-	56,2	-	-
	19.4	Pilar 5º/3	62,4	-	55,9	-	-
	19.5		63,6	-	63,5	-	-
	19.6		72,9	-	72,9	-	-
	19.7		82,5	-	82,5	-	-
	19.9		80,8	-	80,8	-	-
	20.2	Pilar 5º/4	59,1	-	59,1	-	-
	20.3		69,9	-	69,9	-	-
	20.4		60,8	-	60,8	-	-
	20.5		83,9	-	83,9	-	-
	20.6		73,4	-	73,4	-	-
	21.7	Pilar 5º/5	56,2	-	56,2	-	-
	21.2		70,7	-	69,0	-	-



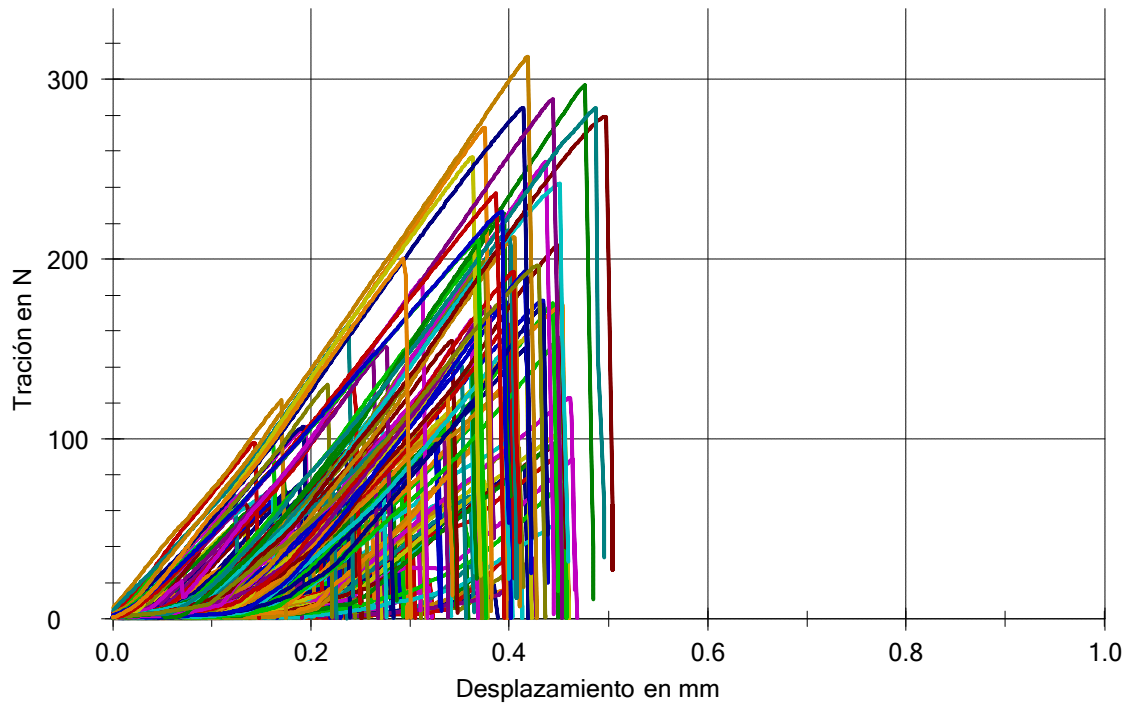


Leyenda	No.	Identificación Subserie 1	F <sub>max</sub> N	dL en F <sub>max</sub> mm	F <sub>Rotura</sub> N	dL en rotura mm	W hasta Rotura Nmm
	21.3		59,6	-	58,4	-	-
	21.4		65,8	-	65,8	-	-
	21.5		66,3	-	66,3	-	-
	22.6	Pilar 4º/1	59,4	-	58,8	-	-
	22.4		59,5	-	59,5	-	-
	22.6		56,6	-	56,1	-	-
	22.5		54,7	-	54,7	-	-
	22.8		55,9	-	55,9	-	-
	23.7	Pilar 4º/2	62,0	-	61,9	-	-
	23.2		77,9	-	77,9	-	-
	23.3		74,7	-	74,7	-	-
	23.4		53,6	-	53,6	-	-
	23.5		58,0	-	58,0	-	-
	24.9	Pilar 4º/3	68,3	-	68,3	-	-
	24.2		63,7	-	63,7	-	-
	24.3		93,2	-	93,2	-	-
	24.4		74,1	-	74,1	-	-
	24.5		65,5	-	65,5	-	-
	25.3	Pilar 4º/4	77,6	-	77,6	-	-
	25.4		89,0	-	89,0	-	-
	25.5		70,8	-	70,0	-	-
	25.6		76,3	-	76,3	-	-
	25.7		64,3	-	62,0	-	-
	26.2	Pilar 4º/5	81,6	-	81,6	-	-
	26.3		93,0	-	93,0	-	-
	26.4		78,6	-	78,6	-	-
	26.5		78,0	-	78,0	-	-
	26.8		67,8	-	67,8	-	-
	27.10	Pilar 3º/1	95,2	-	94,7	-	-
	27.2		110	-	110	-	-
	27.3		110	-	110	-	-
	27.4		117	-	117	-	-
	27.5		128	-	128	-	-
	28.6	Pilar 3º/2	123	-	123	-	-
	28.2		98,0	-	98,0	-	-
	28.3		104	-	103	-	-
	28.4		97,0	-	94,1	-	-
	28.6		97,3	-	97,3	-	-
	29.5	Pilar 3º/3	83,0	-	83,0	-	-
	29.7		97,1	-	97,1	-	-
	29.11		105	-	105	-	-
	29.14		82,1	-	82,1	-	-
	29.17		100	-	100	-	-
	30.2	Pilar 3º/4	97,8	-	97,4	-	-
	30.3		101	-	101	-	-
	30.5		95,6	-	95,6	-	-
	30.6		97,7	-	97,7	-	-
	30.7		107	-	107	-	-
	31.8	Pilar 3º/5	116	-	115	-	-
	31.2		105	-	105	-	-
	31.5		93,8	-	93,8	-	-
	31.7		108	-	108	-	-
	31.9		107	-	107	-	-

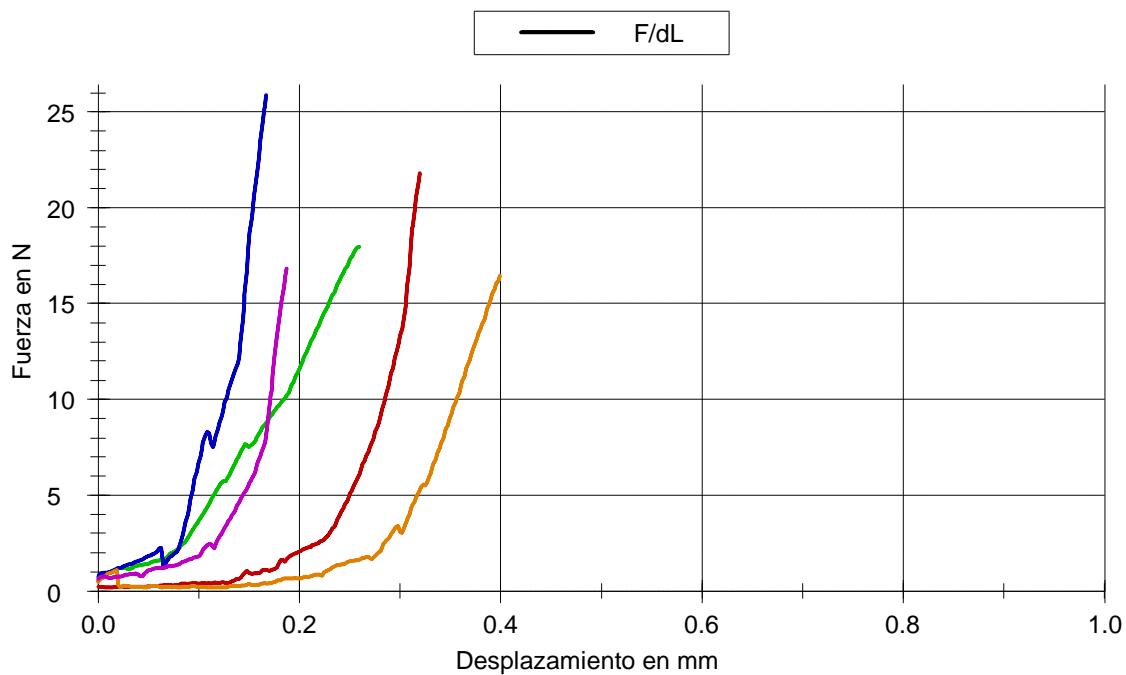


Leyenda	No.	Identificación Subserie 1	F <sub>max</sub> N	dL en F <sub>max</sub> mm	F <sub>Rotura</sub> N	dL en rotura mm	W hasta Rotura Nmm
	32.2	Pilar 2º/1	122	-	122	-	-
	32.3		149	-	149	-	-
	32.4		164	-	164	-	-
	32.5		130	-	130	-	-
	32.6		129	-	129	-	-
	33.4	Pilar 2º/2	176	-	176	-	-
	33.6		177	-	177	-	-
	33.7		175	-	175	-	-
	33.10		166	-	166	-	-
	33.11		137	-	137	-	-
	34.2	Pilar 2º/3	155	-	155	-	-
	34.3		155	-	155	-	-
	34.6		139	-	139	-	-
	34.7		150	-	150	-	-
	34.10		129	-	129	-	-
	35.2	Pilar 2º/4	151	-	150	-	-
	35.3		142	-	139	-	-
	35.5		184	-	184	-	-
	35.6		164	-	164	-	-
	35.7		157	-	157	-	-
	36.2	Pilar 2º/5	176	-	176	-	-
	36.3		124	-	124	-	-
	36.6		189	-	189	-	-
	36.7		150	-	150	-	-
	36.9		165	-	165	-	-
	37.14	Pilar 1º/1	208	-	208	-	-
	37.17		225	-	225	-	-
	37.19		175	-	175	-	-
	37.20		212	-	212	-	-
	37.21		174	-	174	-	-
	38.2	Pilar 1º/2	216	-	208	-	-
	38.3		199	-	199	-	-
	38.4		193	-	193	-	-
	38.5		202	-	194	-	-
	38.6		193	-	193	-	-
	39.4	Pilar 1º/3	273	-	273	-	-
	39.6		254	-	254	-	-
	39.7		242	-	242	-	-
	39.9		257	-	257	-	-
	39.11		279	-	279	-	-
	40.3	Pilar 1º/4	297	-	297	-	-
	40.9		284	-	284	-	-
	40.11		313	-	313	-	-
	40.12		289	-	289	-	-
	40.17		284	-	284	-	-
	41.5	Pilar 1º/5	196	-	196	-	-
	41.6		237	-	237	-	-
	41.7		211	-	211	-	-
	41.8		226	-	226	-	-
	41.12		200	-	191	-	-

Gráfica curvas:

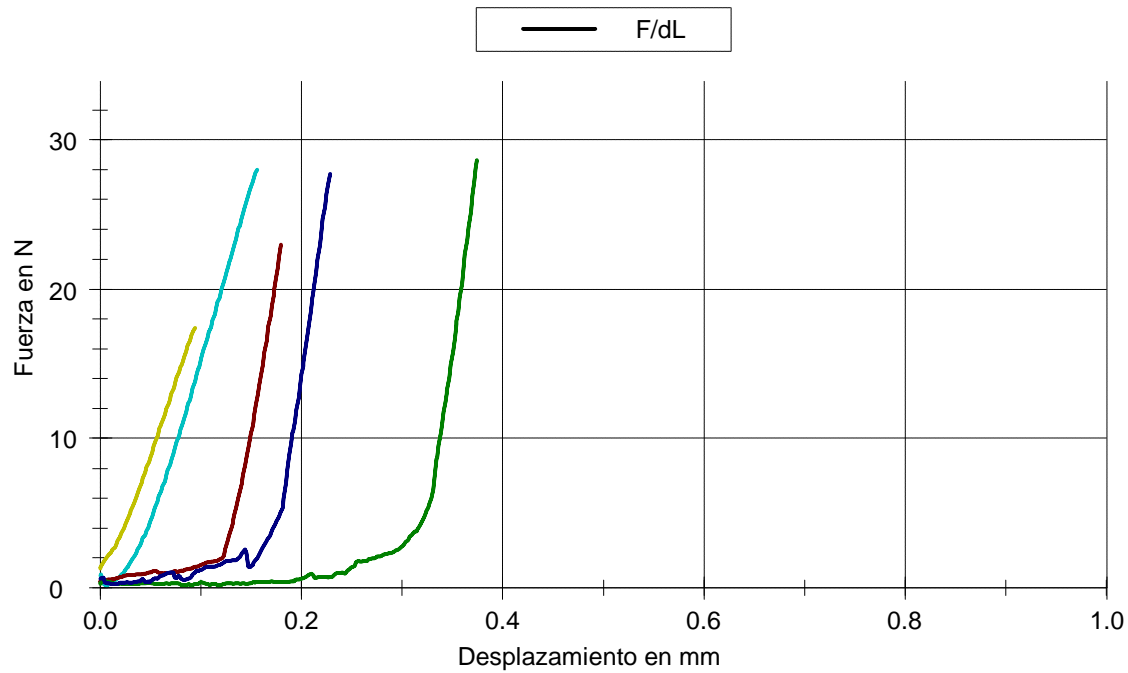


Gráfica curvas Pilar 8º/1:

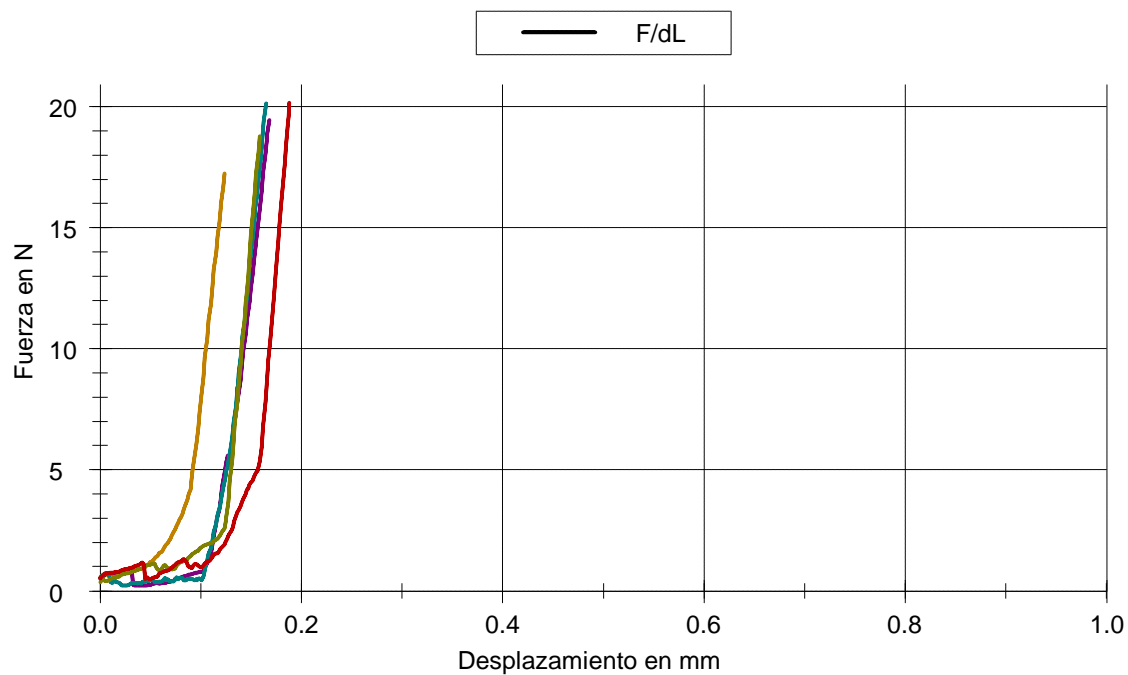




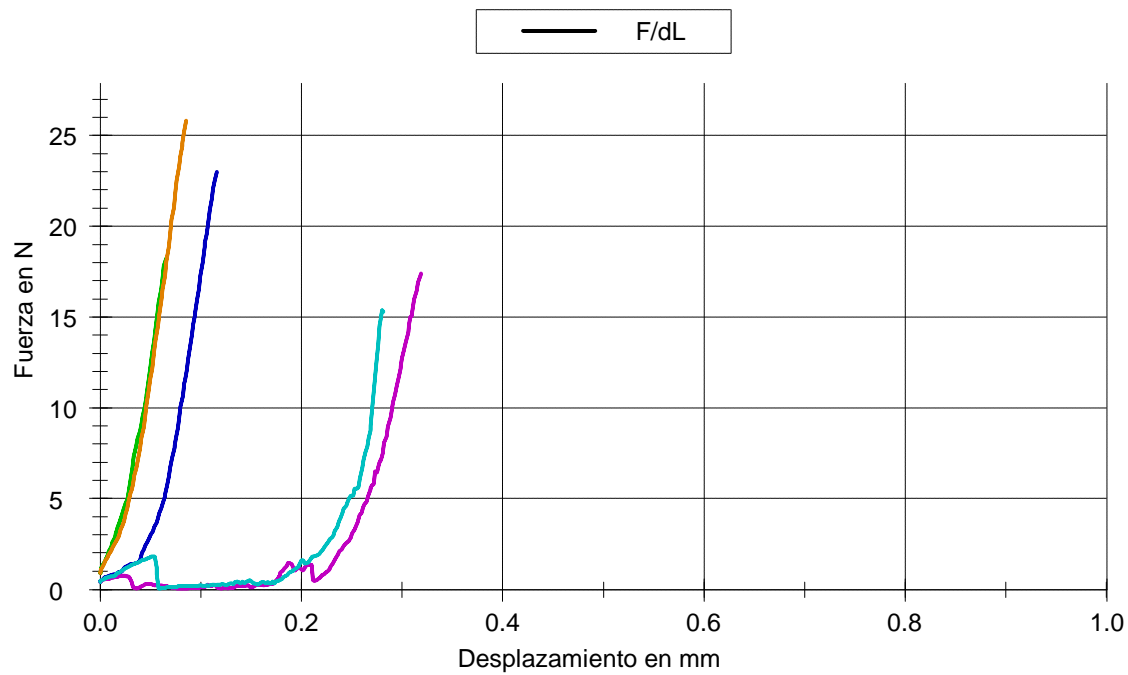
Gráfica curvas Pilar 8º/2:



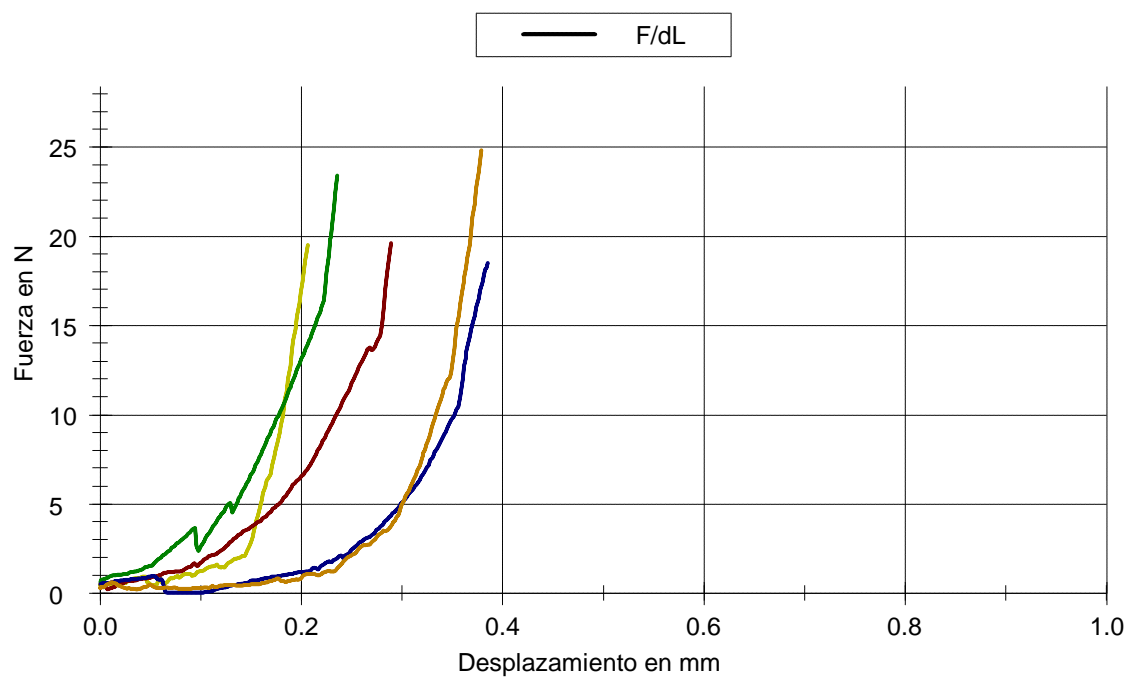
Gráfica curvas Pilar 8º/3:



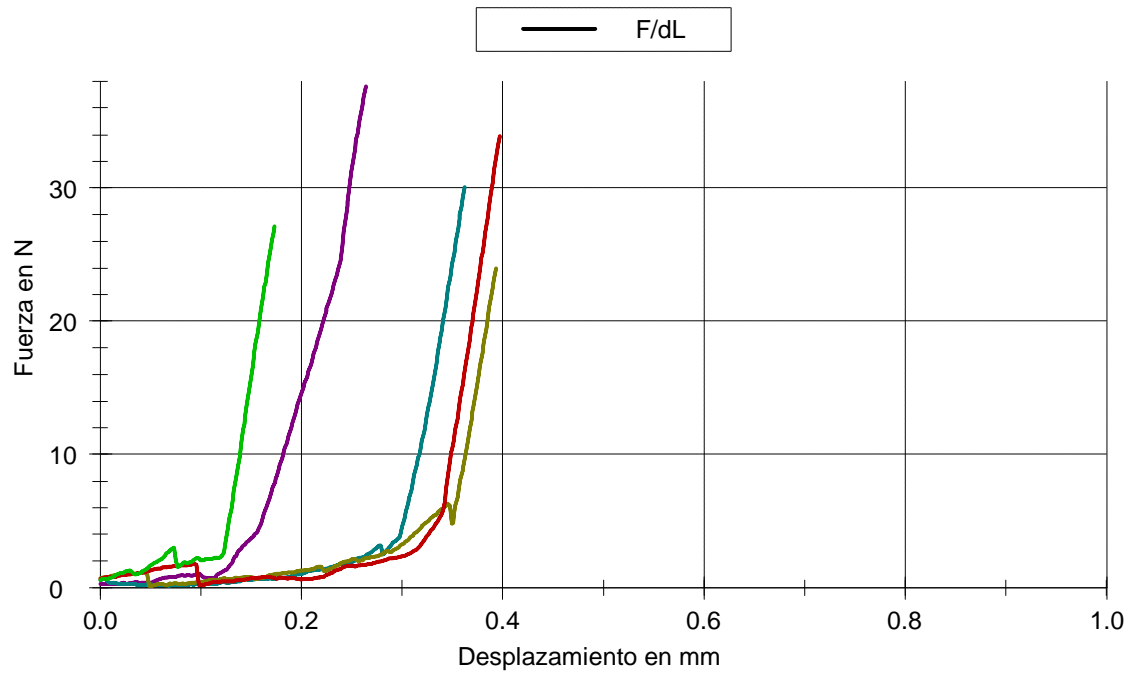
Gráfica curvas Pilar 8º/4:



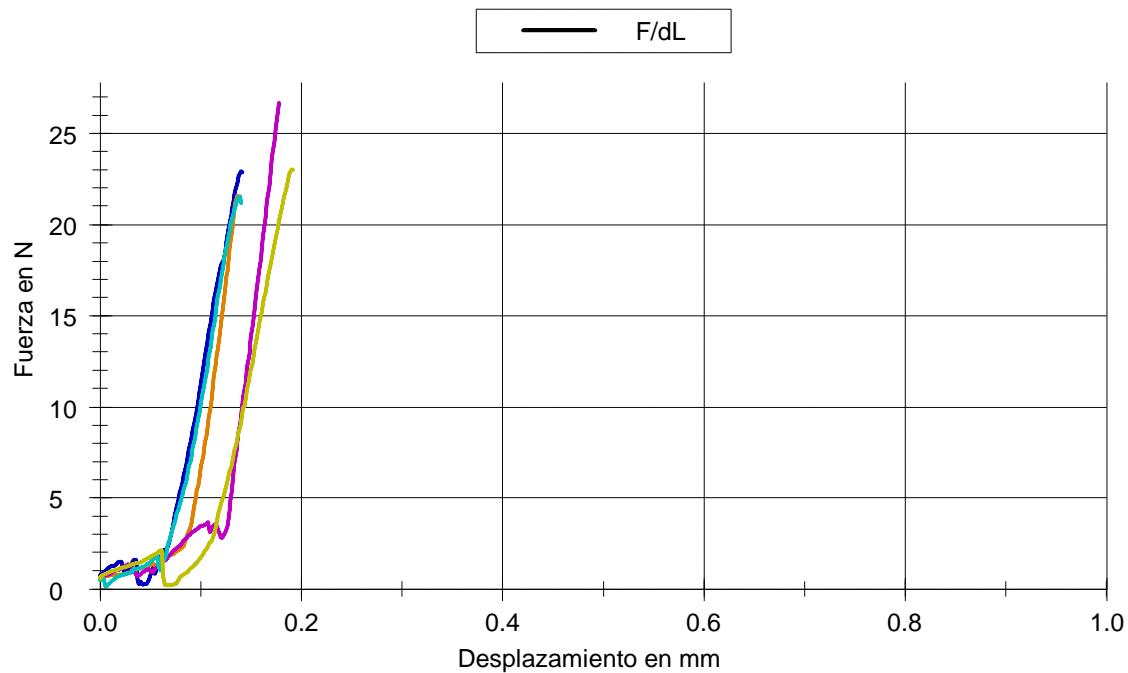
Gráfica curvas Pilar 8º/5:



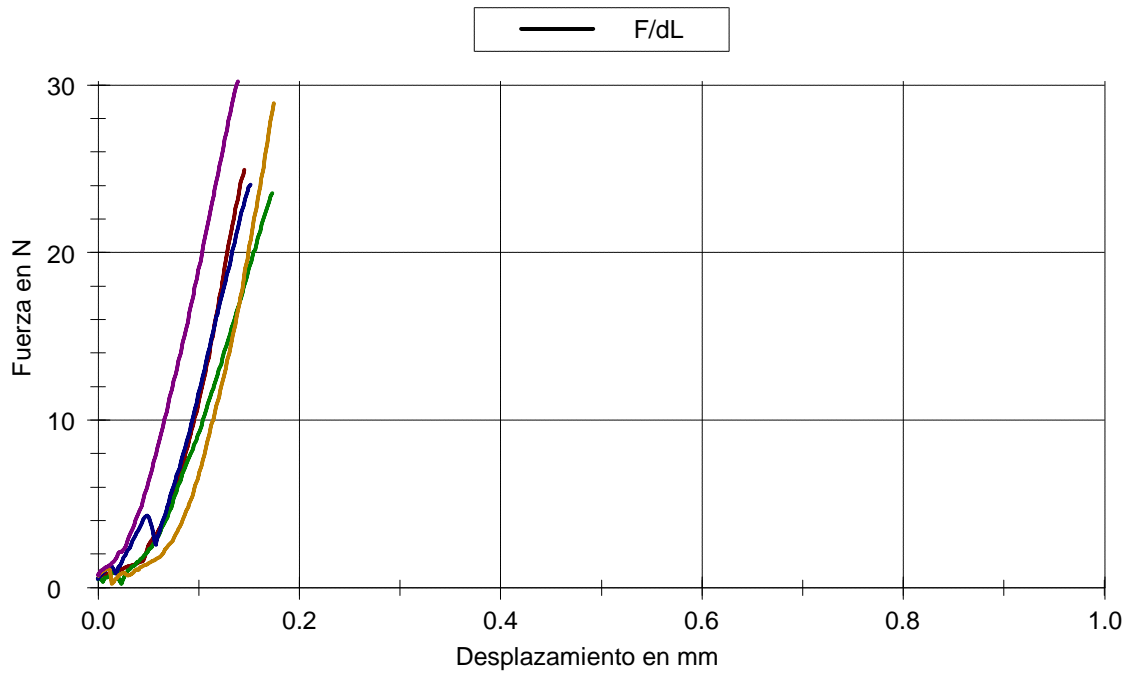
Gráfica curvas Pilar 7º/1:



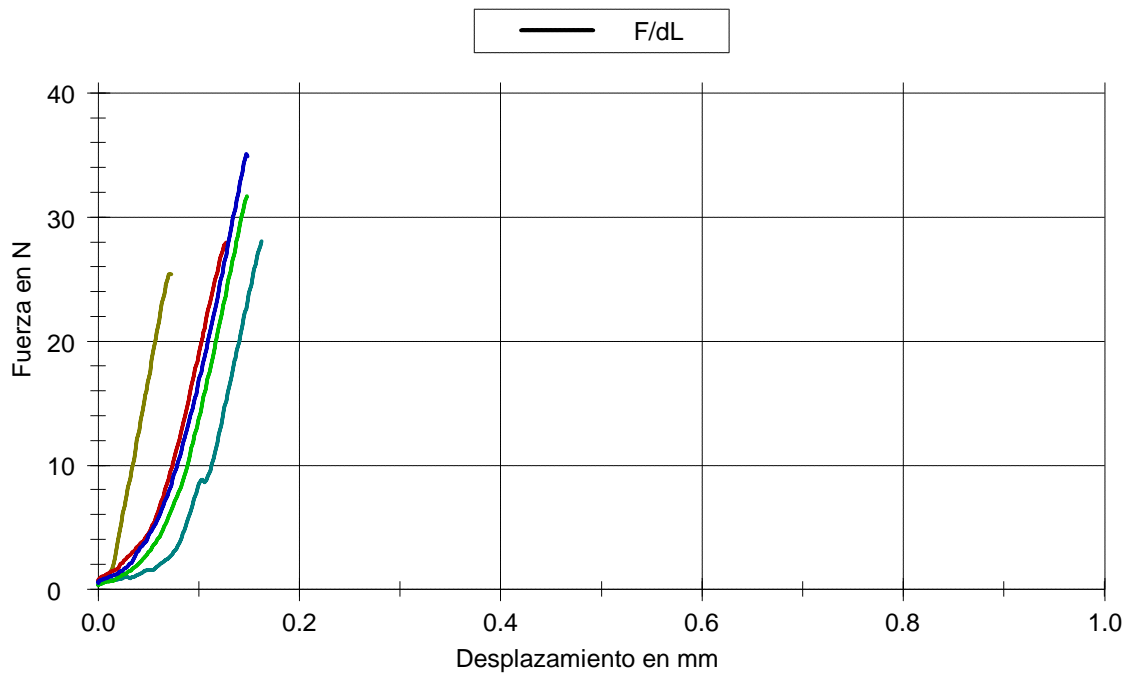
Gráfica curvas Pilar 7º/2:



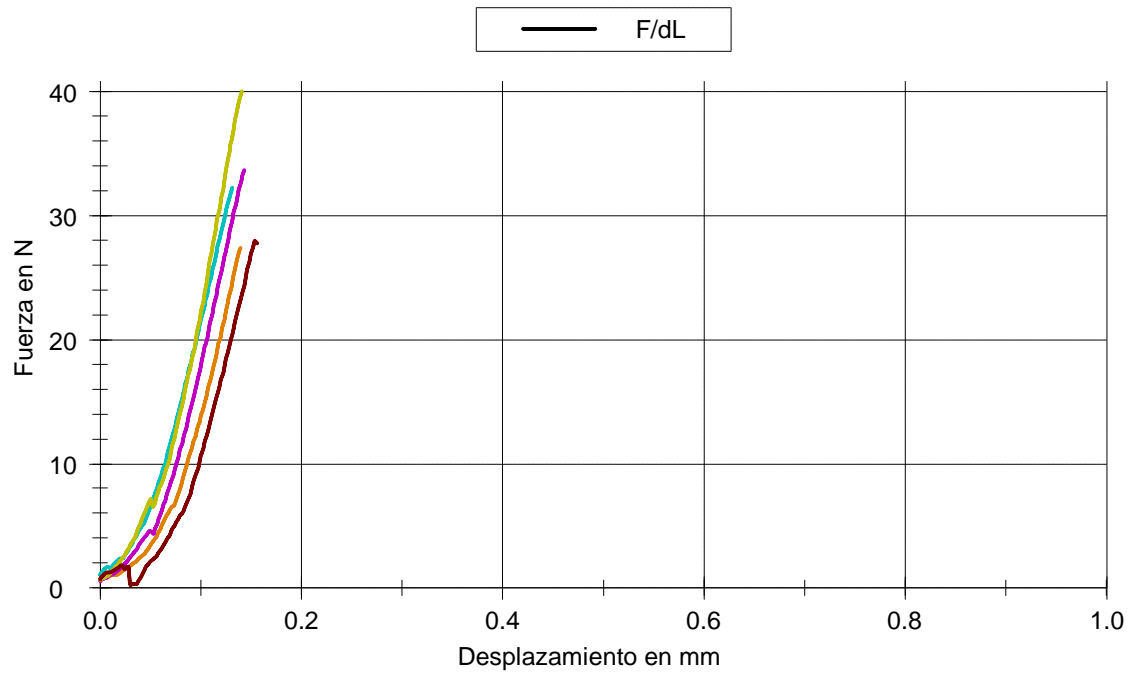
Gráfica curvas Pilar 7º/3:



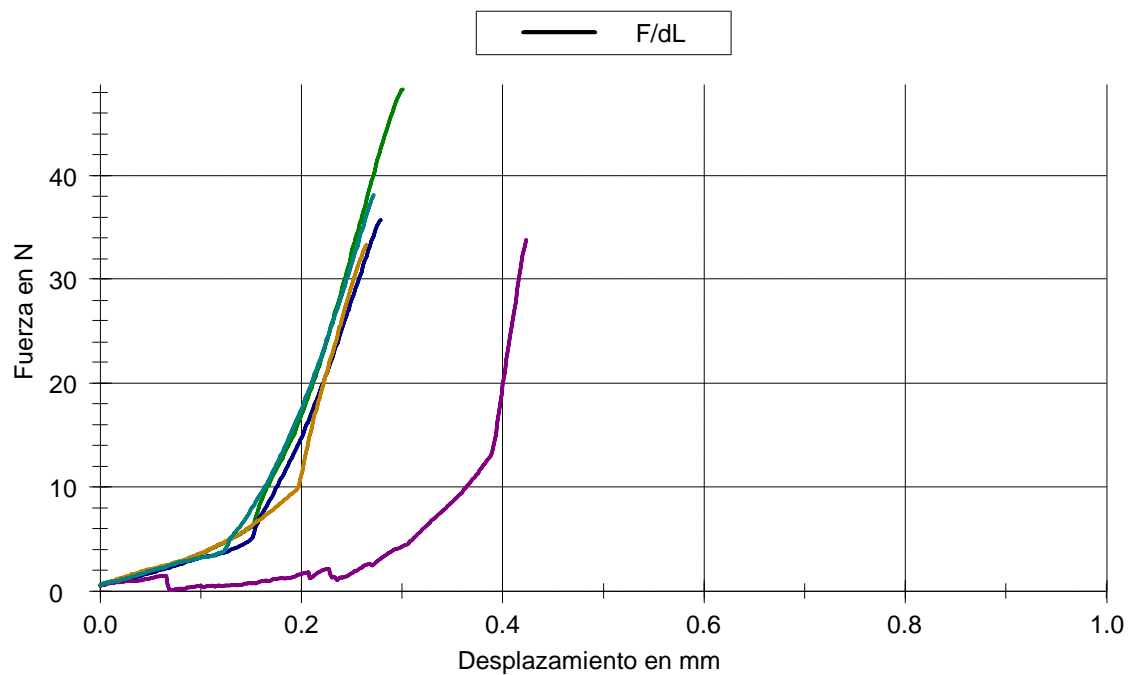
Gráfica curvas Pilar 7º/4:



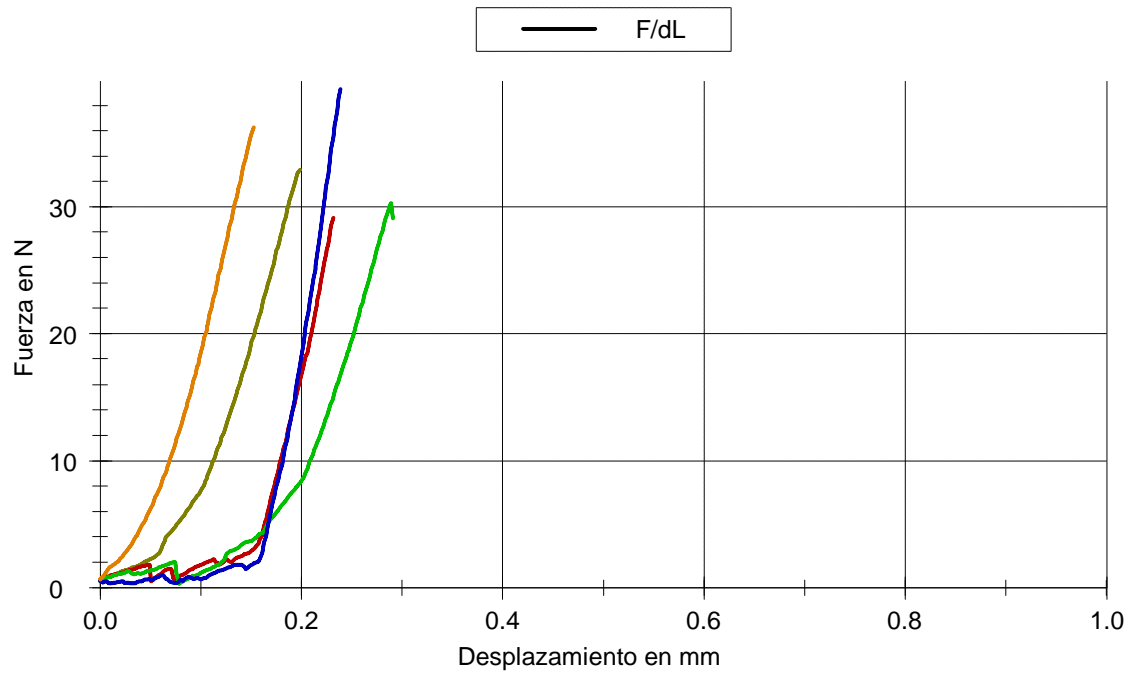
Gráfica curvas Pilar 7º/5:



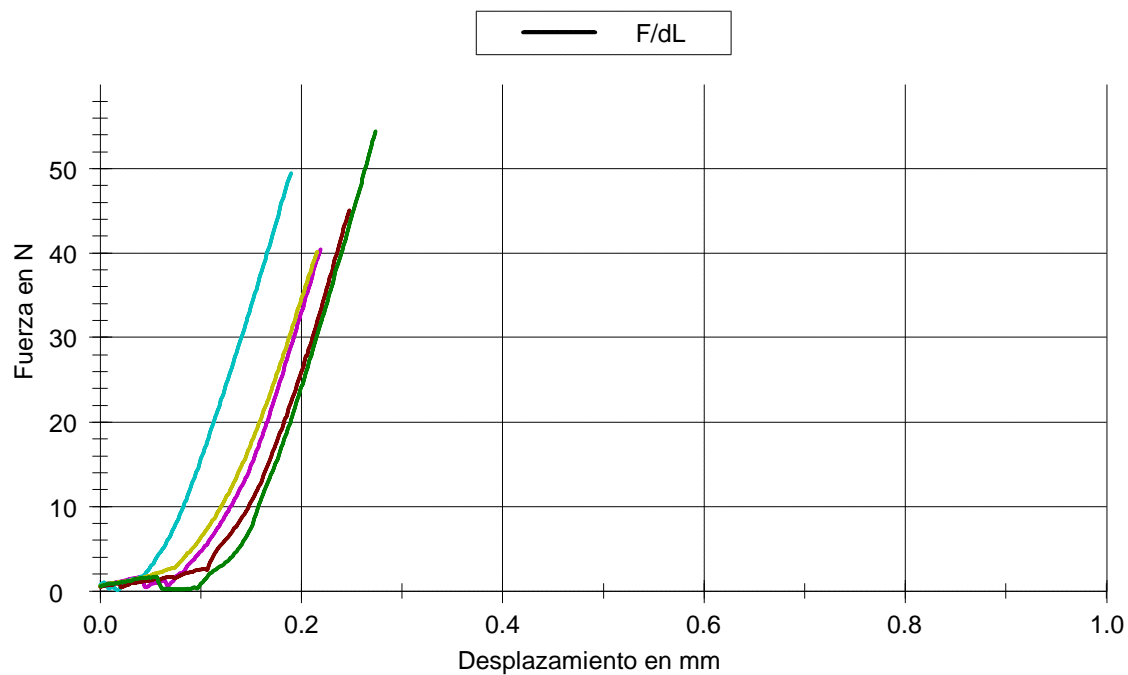
Gráfica curvas Pilar 6º/1:



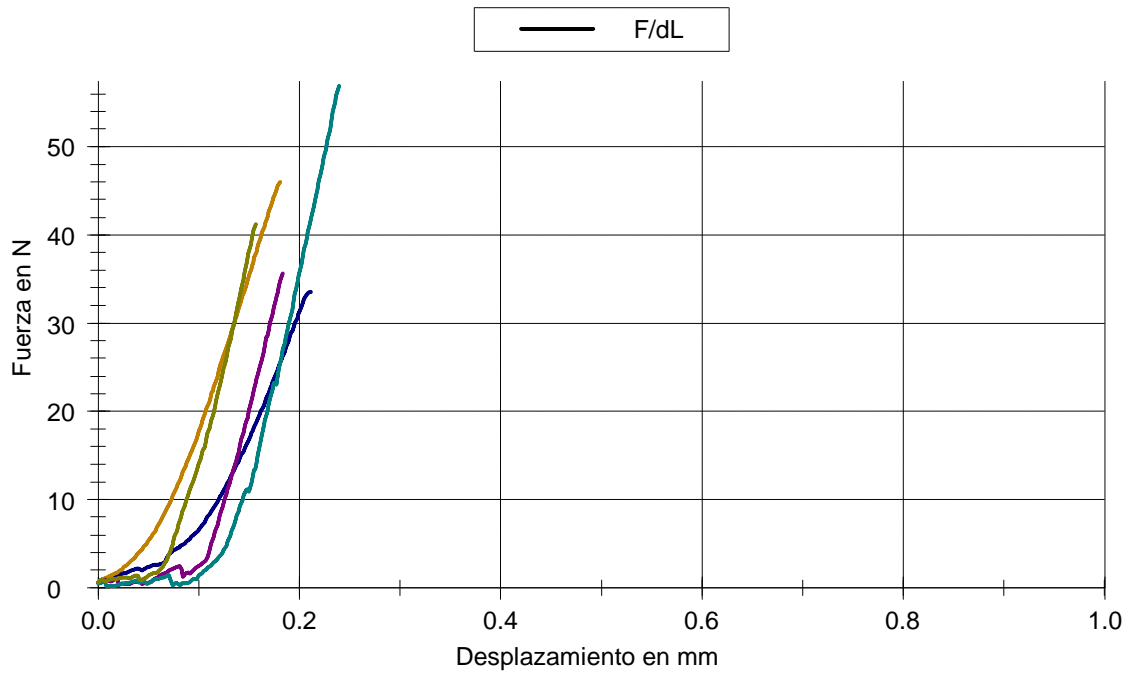
Gráfica curvas Pilar 6º/2:



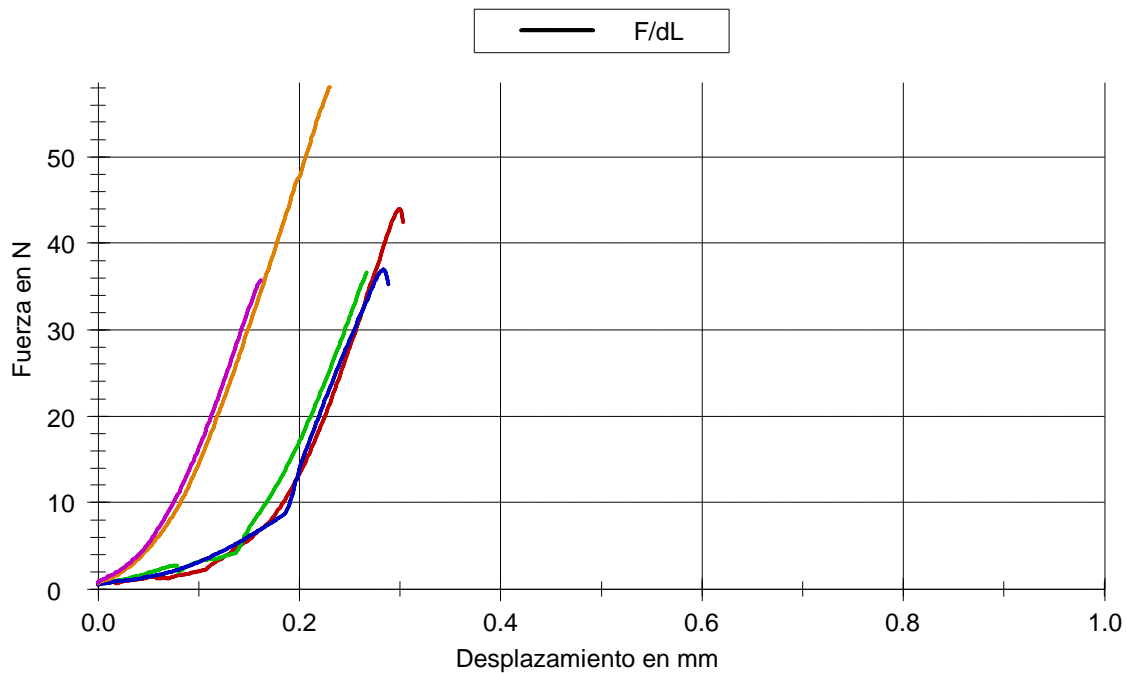
Gráfica curvas Pilar 6º/3:



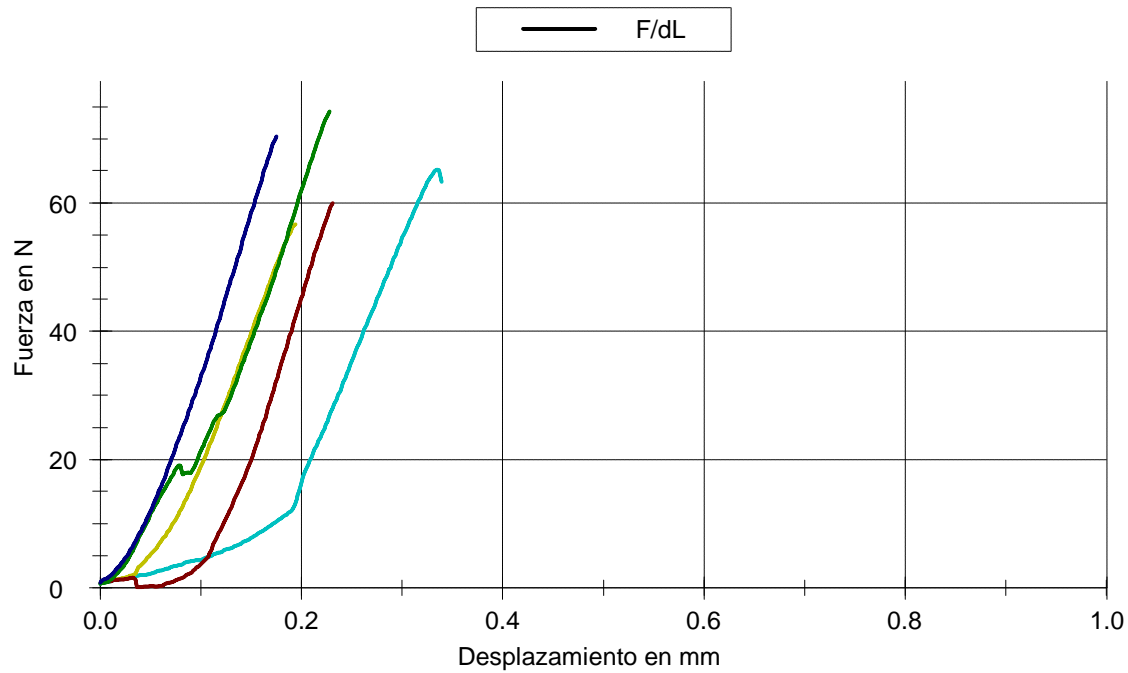
Gráfica curvas Pilar 6º/4:



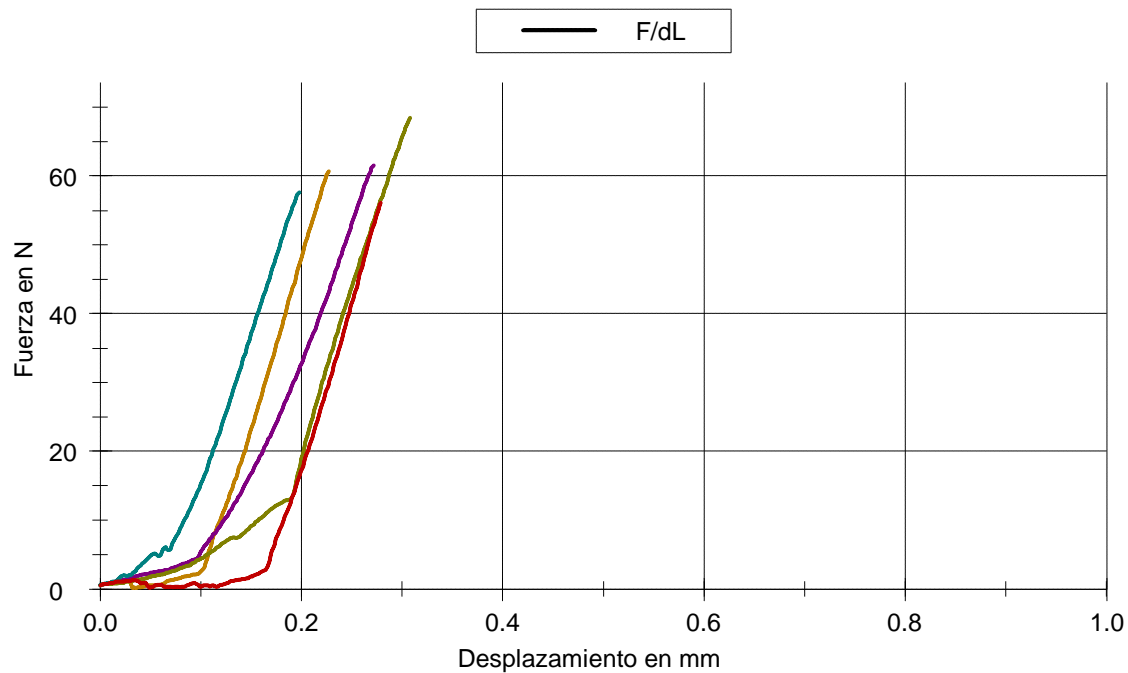
Gráfica curvas Pilar 6º/5:



Gráfica curvas Pilar 5º/1:

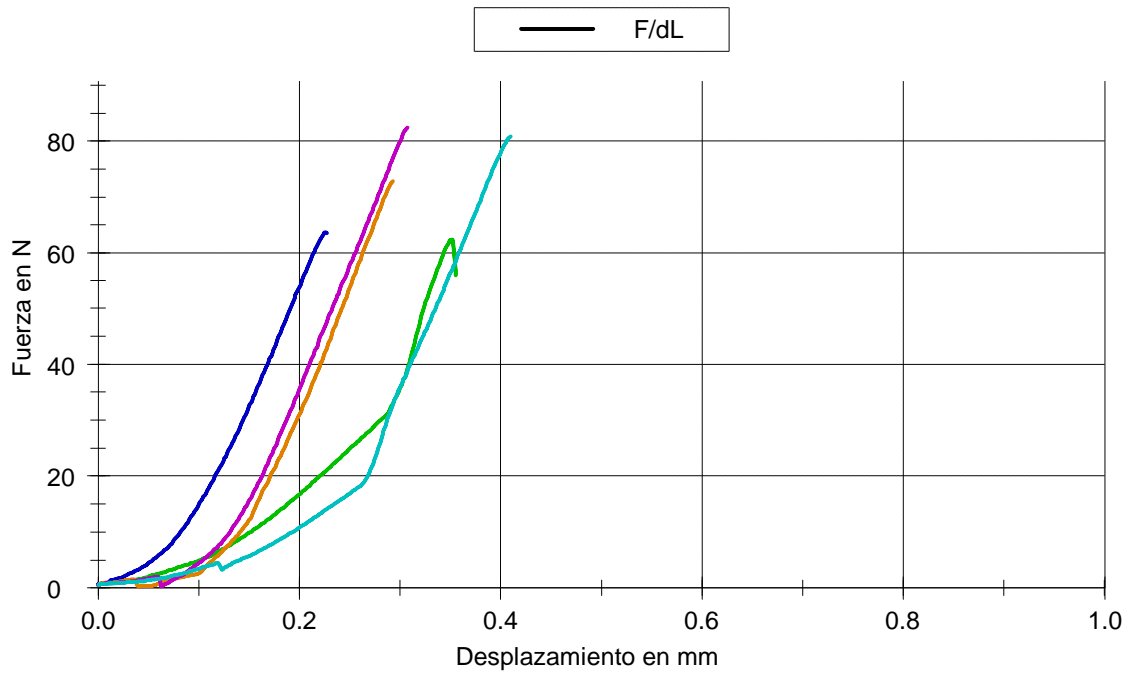


Gráfica curvas Pilar 5º/2:

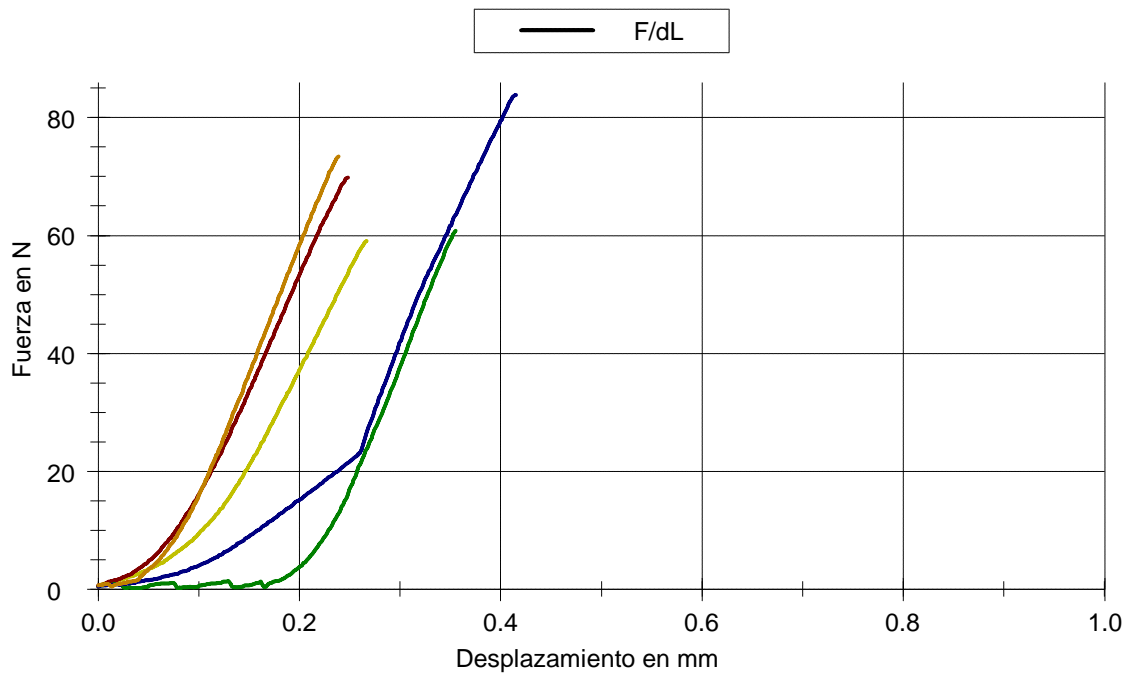




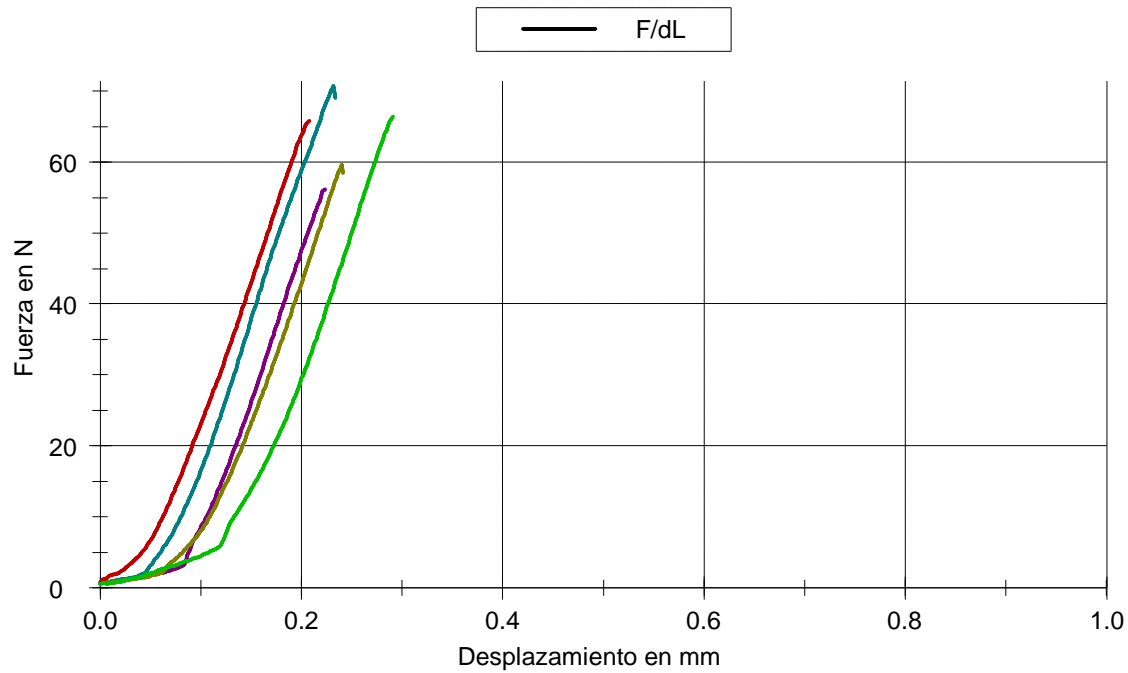
Gráfica curvas Pilar 5º/3:



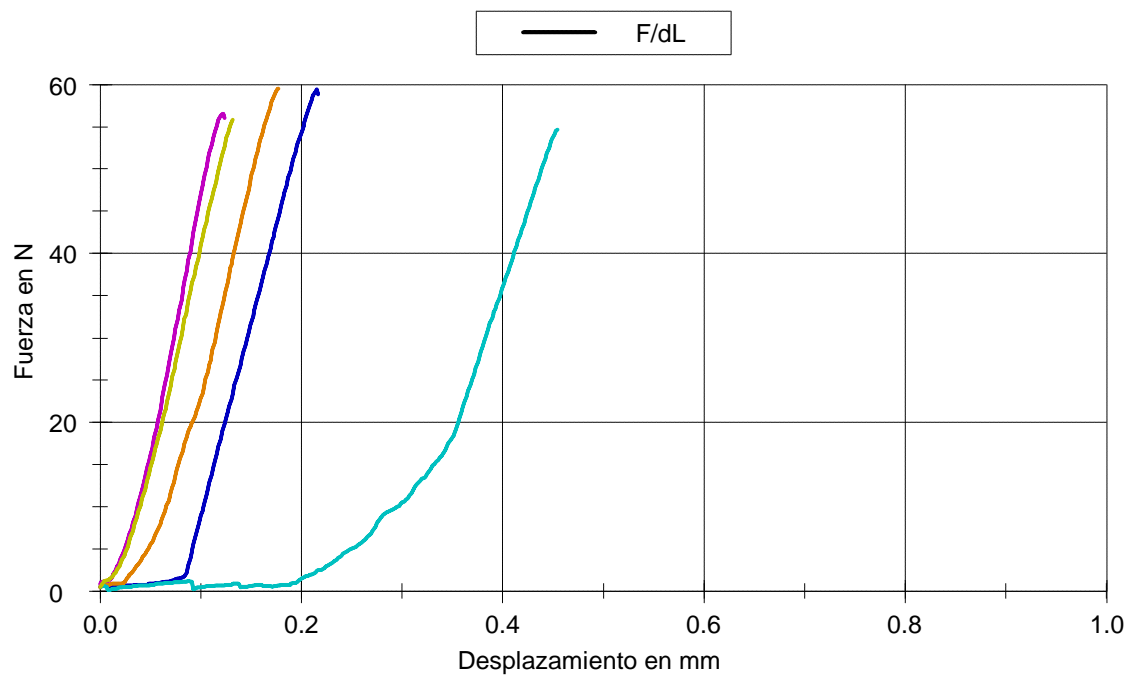
Gráfica curvas Pilar 5º/4:



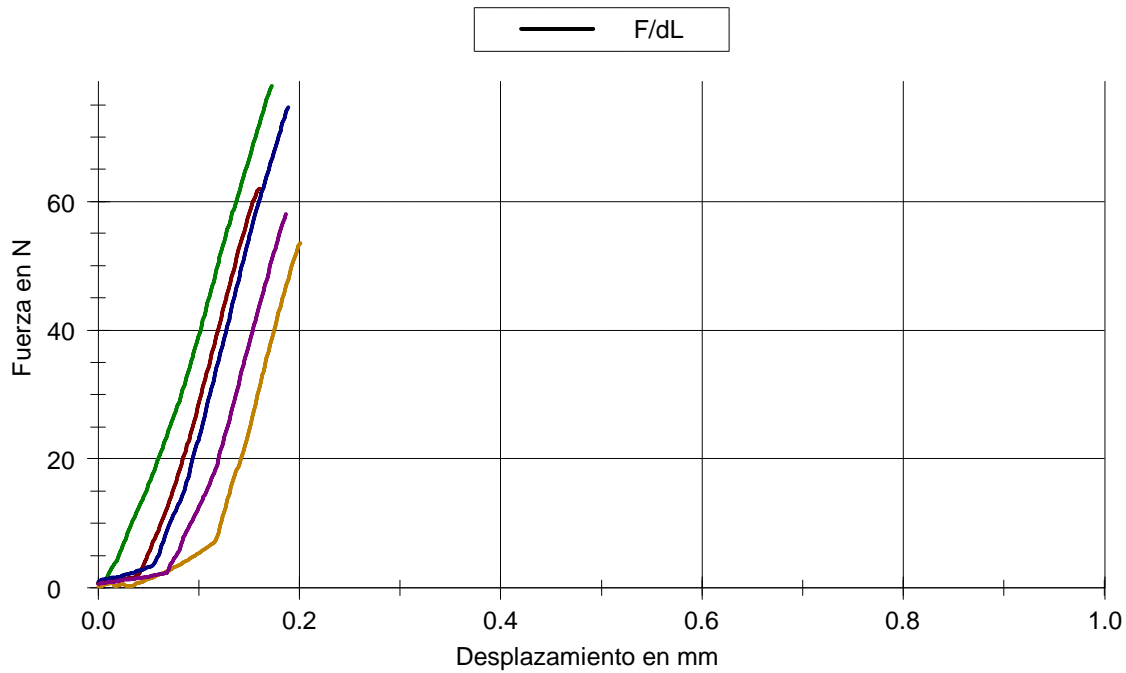
Gráfica curvas Pilar 5º/5:



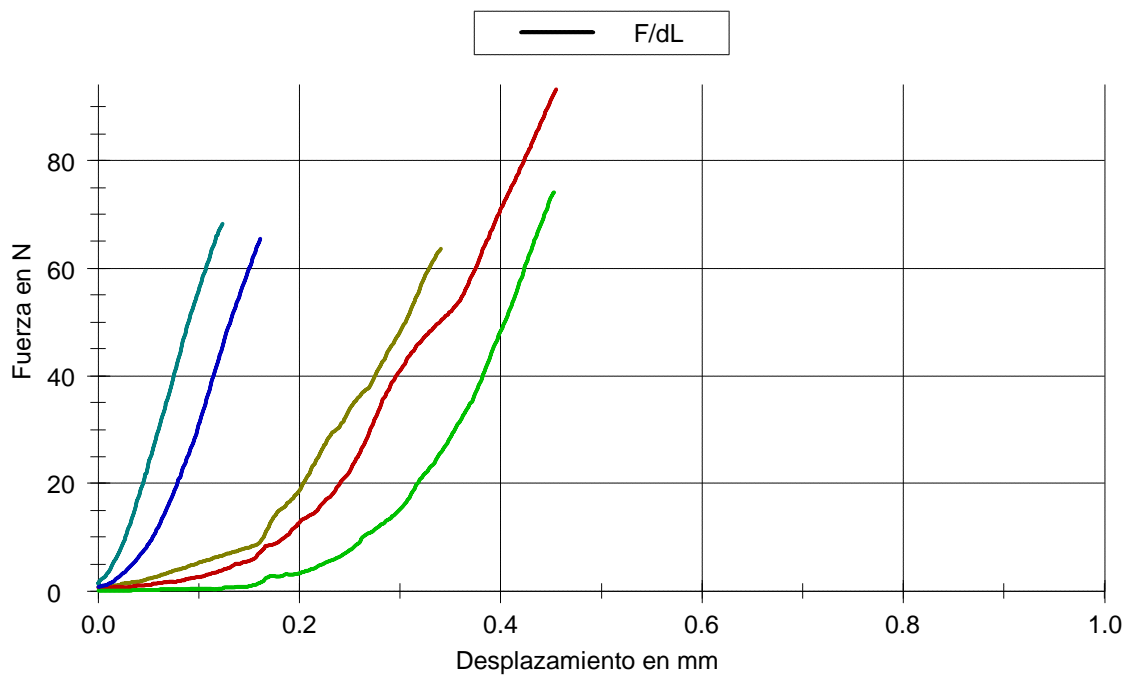
Gráfica curvas Pilar 4º/1:



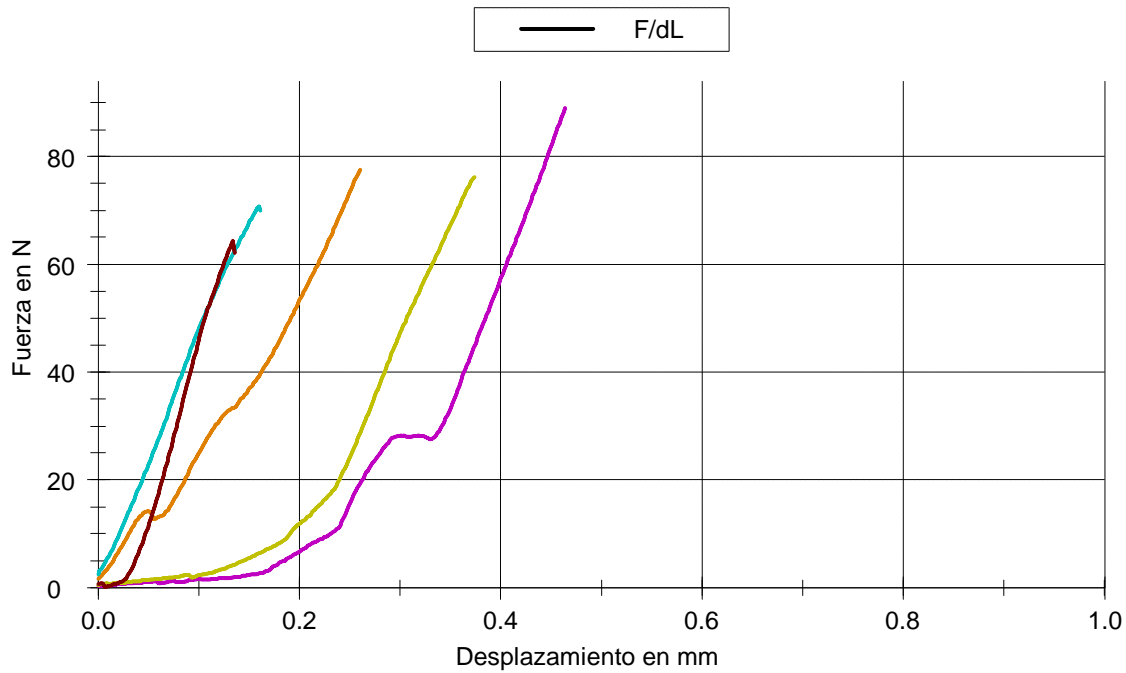
Gráfica curvas Pilar 4º/2:



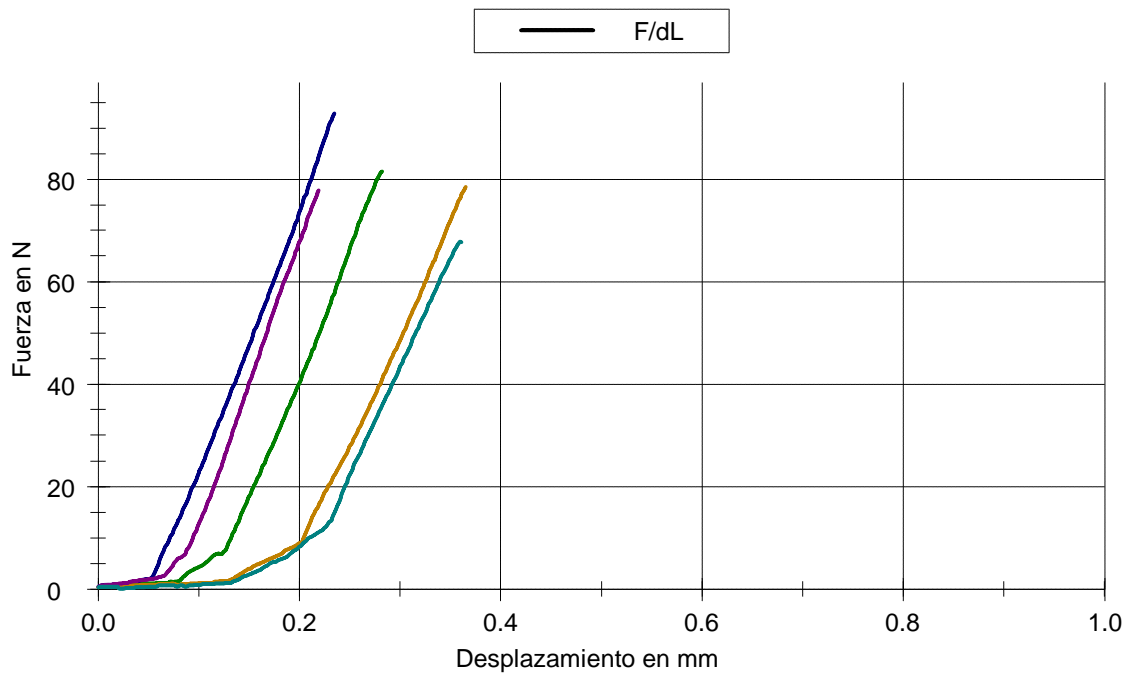
Gráfica curvas Pilar 4º/3:



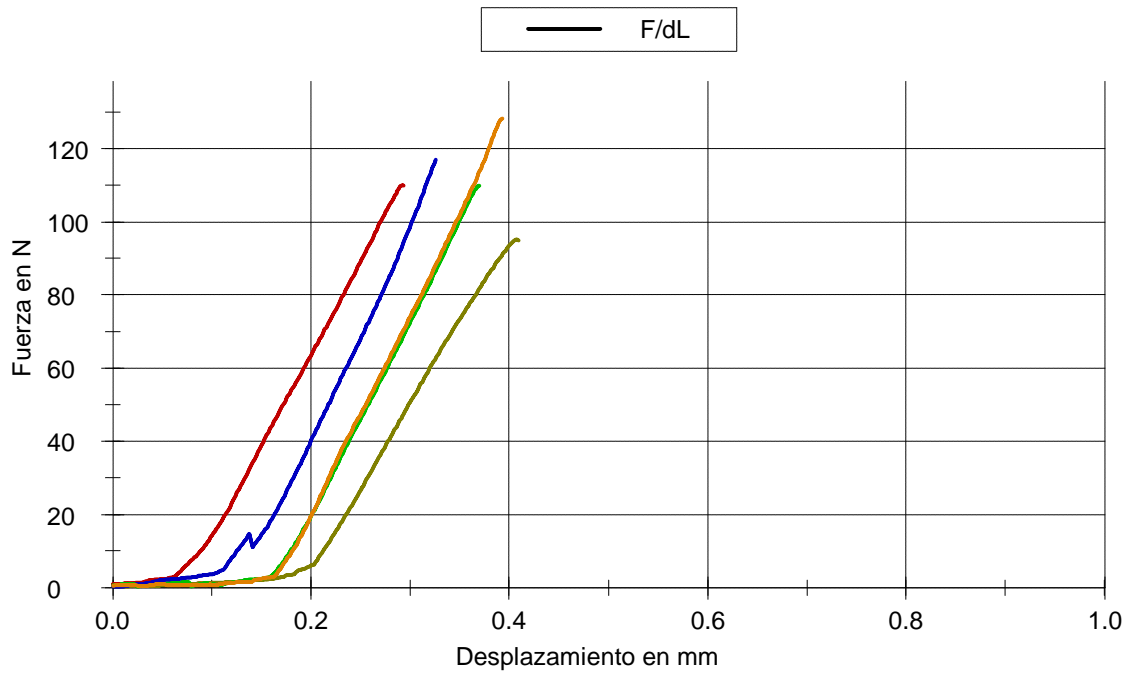
Gráfica curvas Pilar 4º/4:



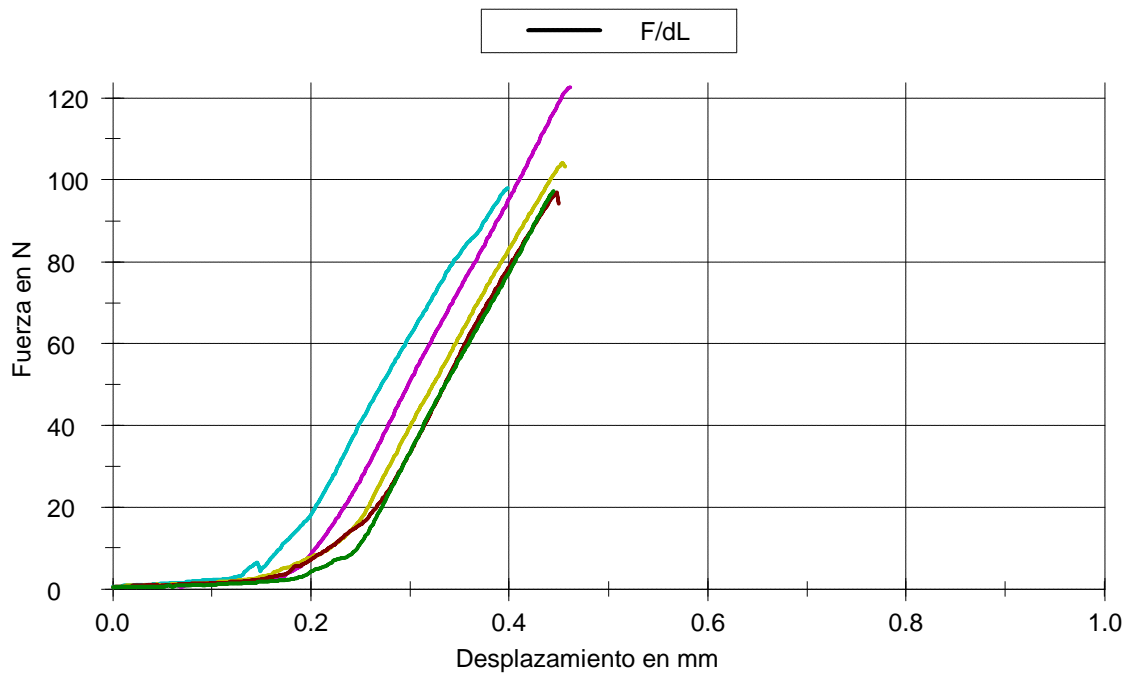
Gráfica curvas Pilar 4º/5:



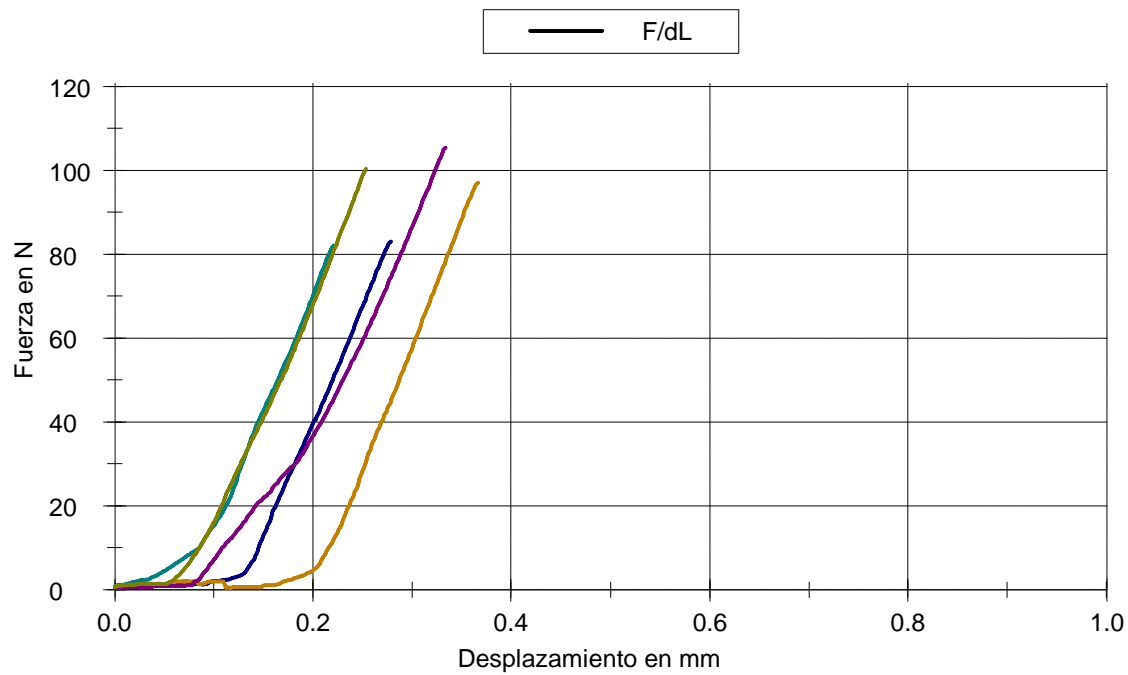
Gráfica curvas Pilar 3º/1:



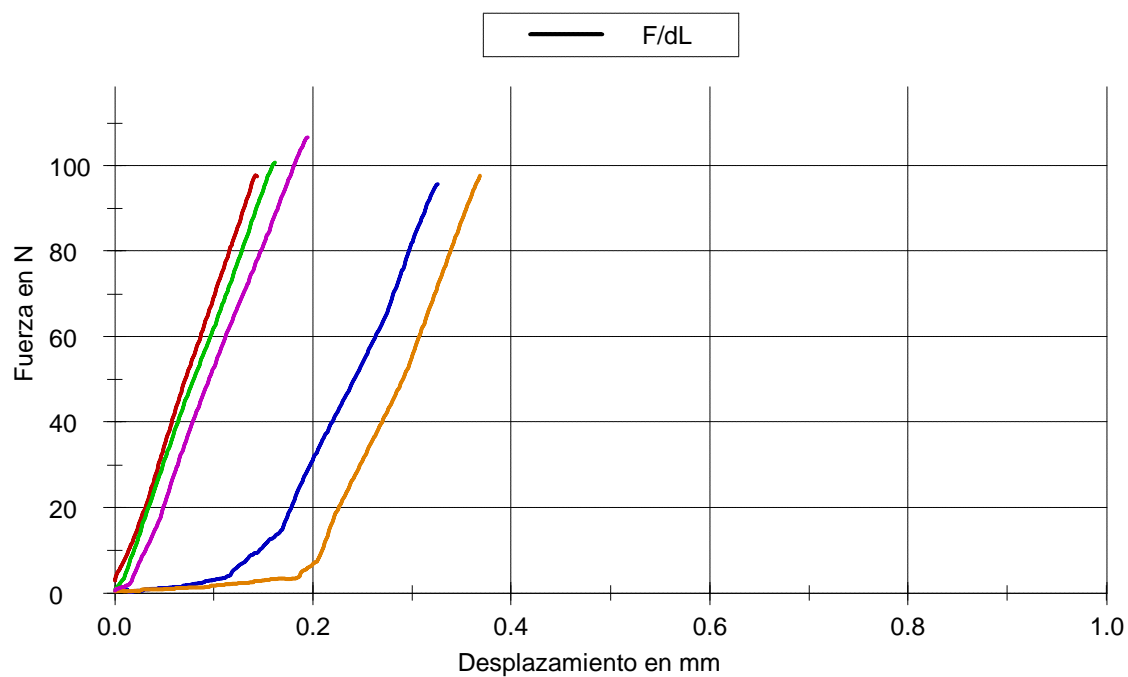
Gráfica curvas Pilar 3º/2:



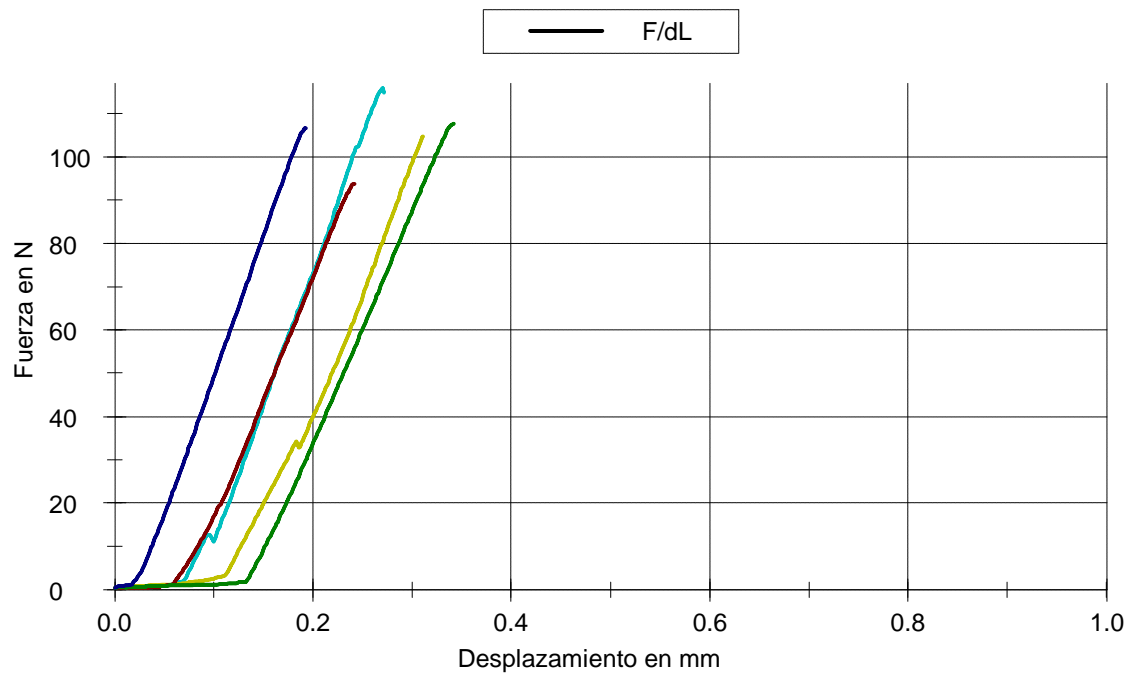
Gráfica curvas Pilar 3º/3:



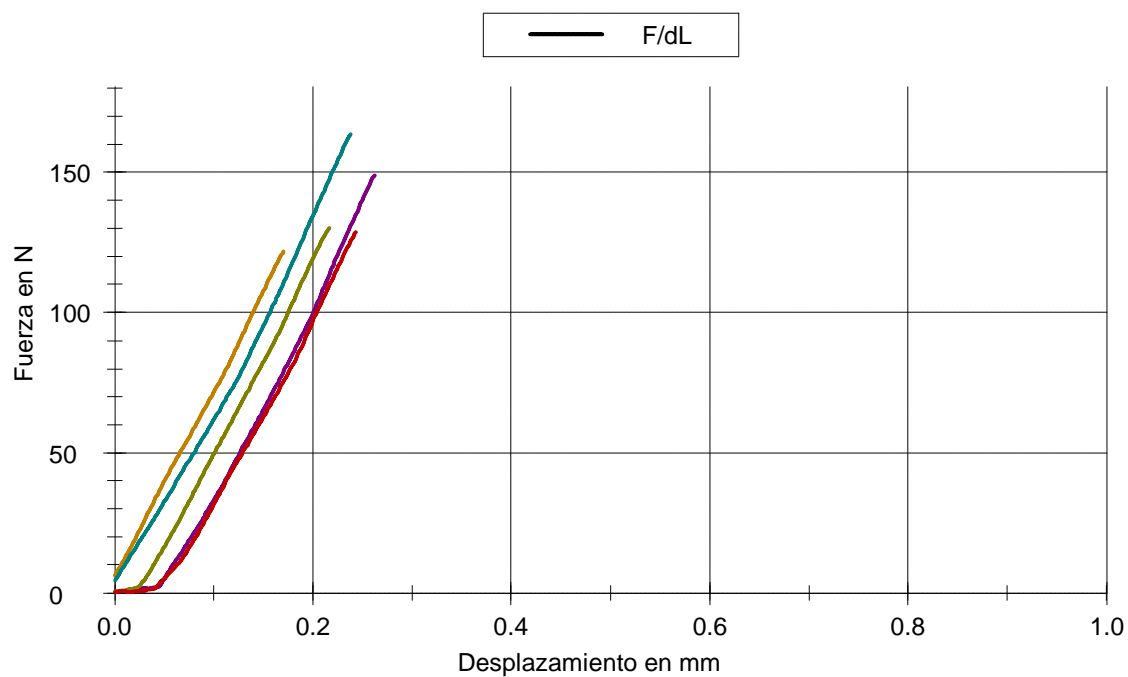
Gráfica curvas Pilar 3º/4:



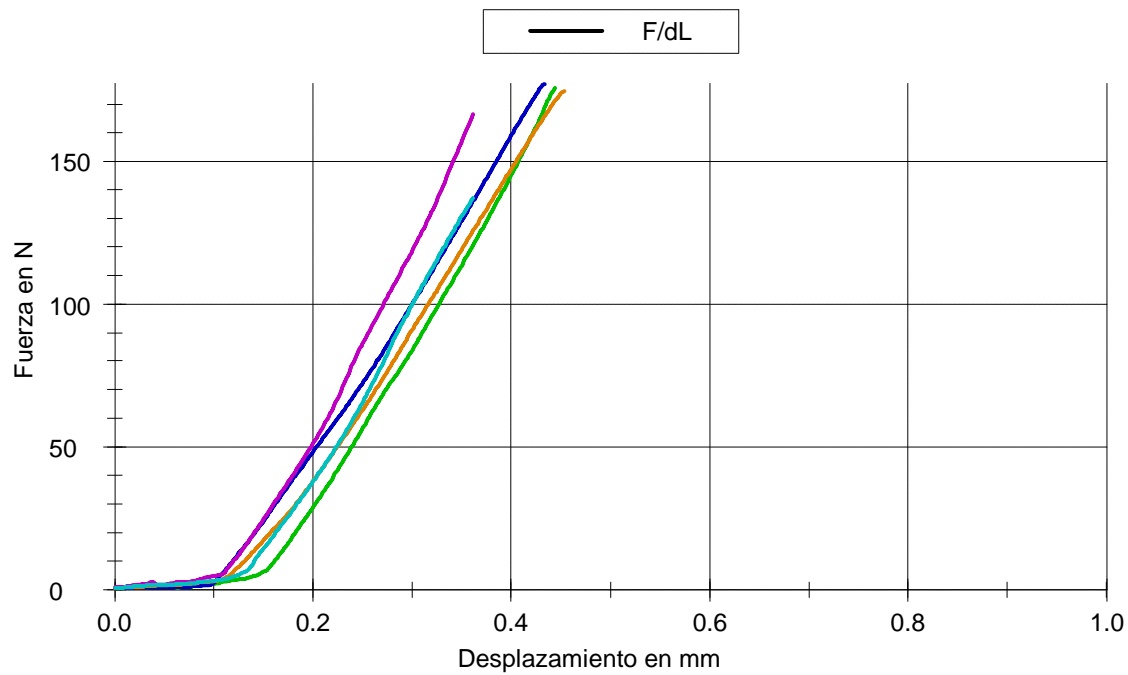
Gráfica curvas Pilar 3º/5:



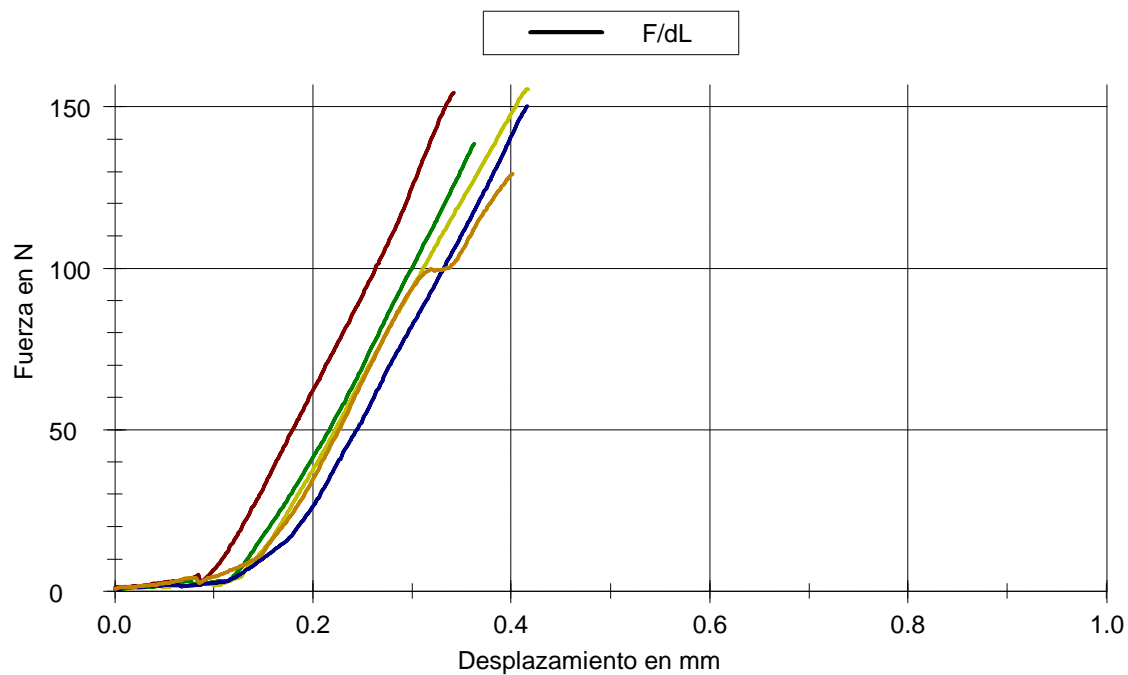
Gráfica curvas Pilar 2º/1:



Gráfica curvas Pilar 2º/2:

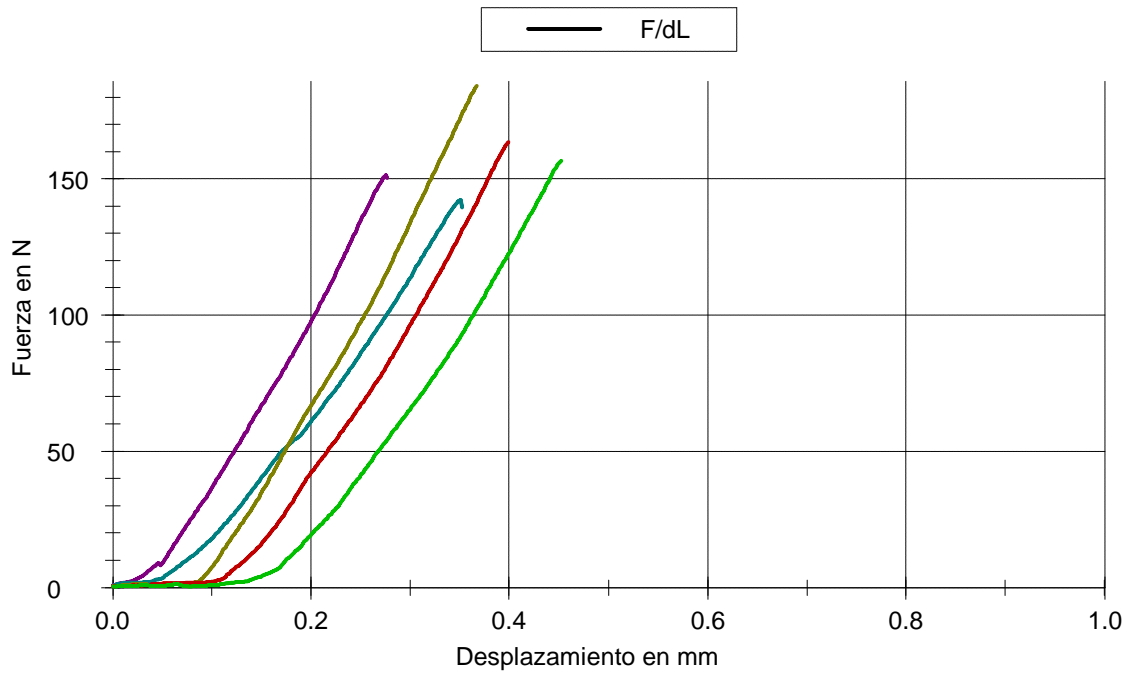


Gráfica curvas Pilar 2º/3:

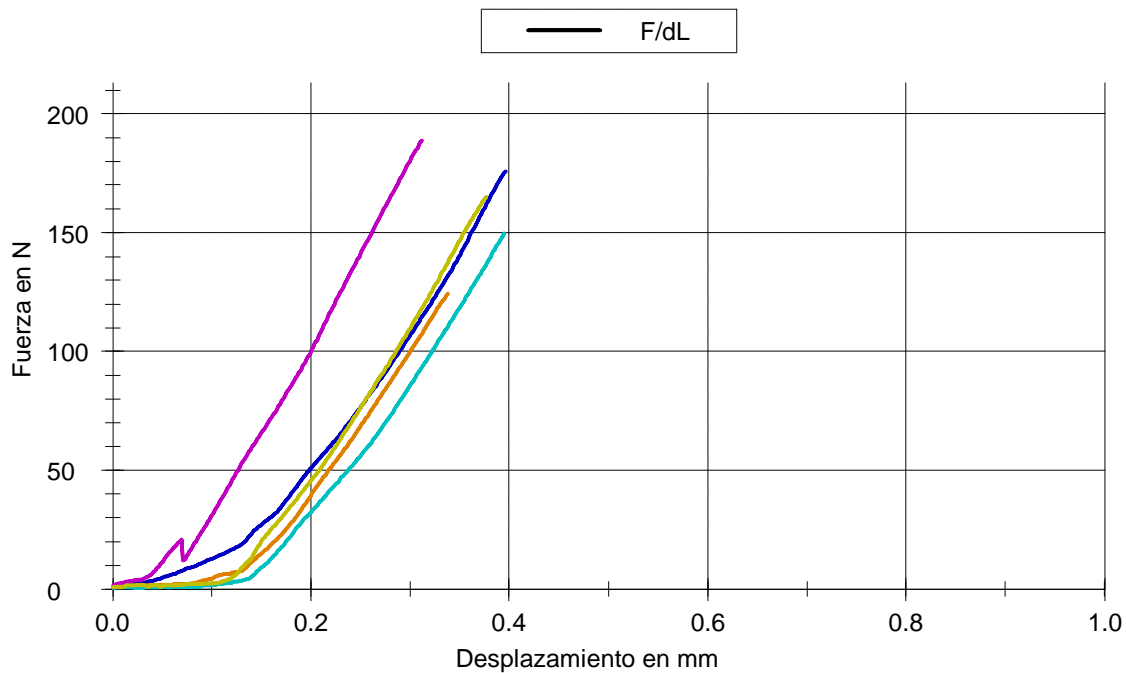




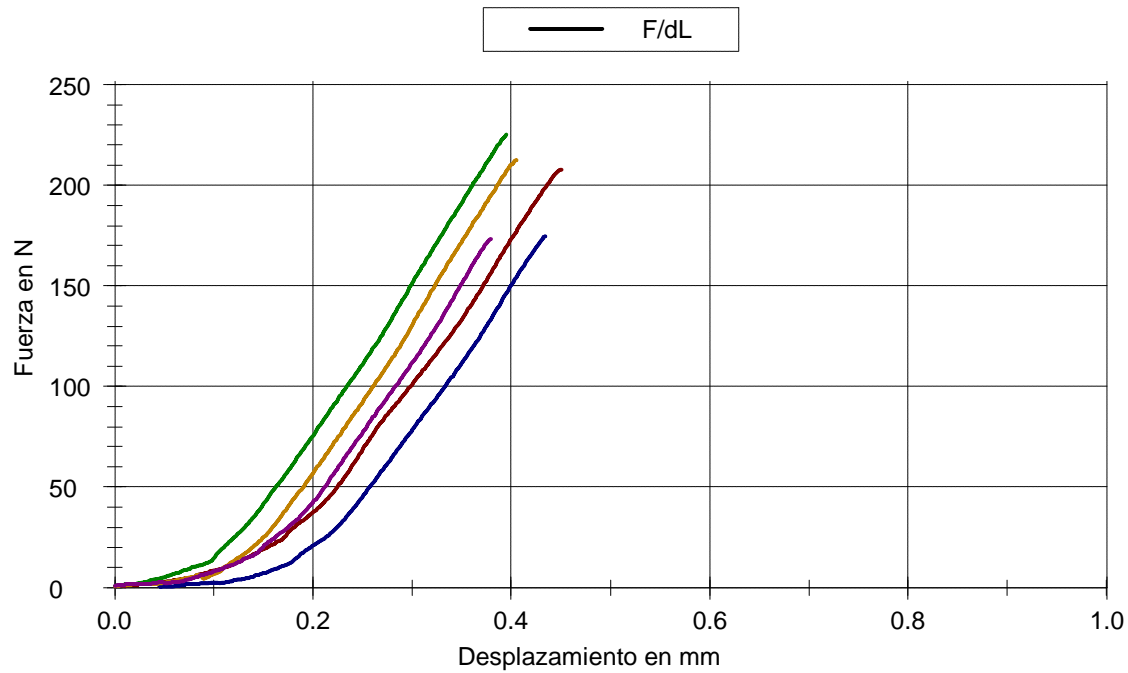
Gráfica curvas Pilar 2º/4:



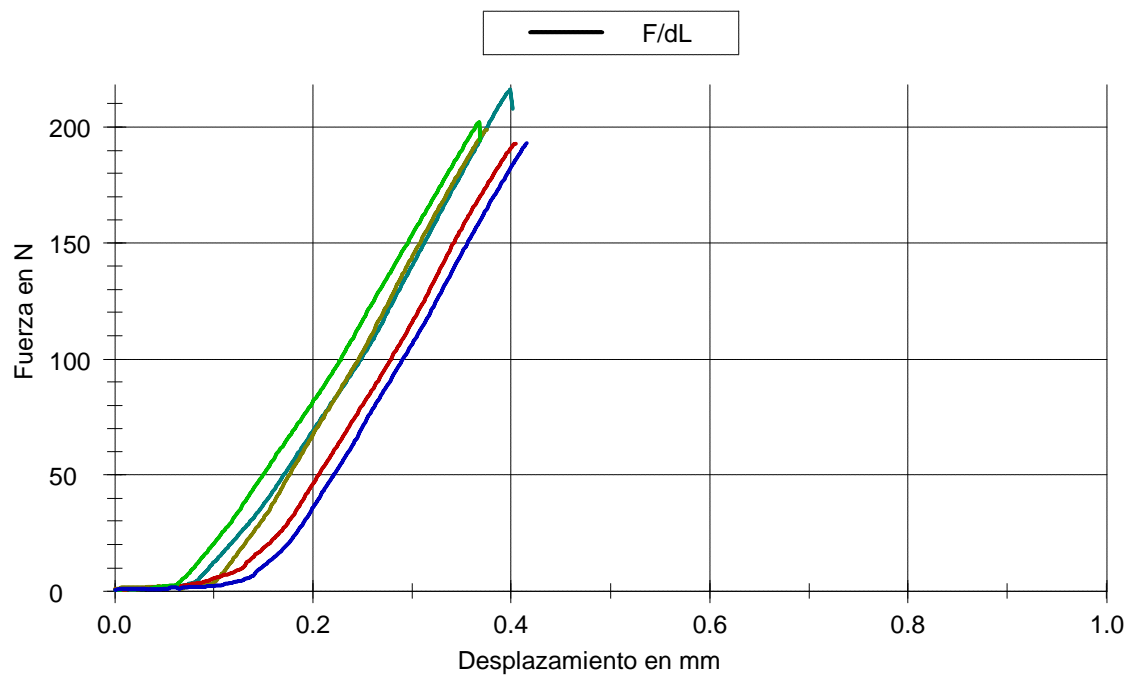
Gráfica curvas Pilar 2º/5:



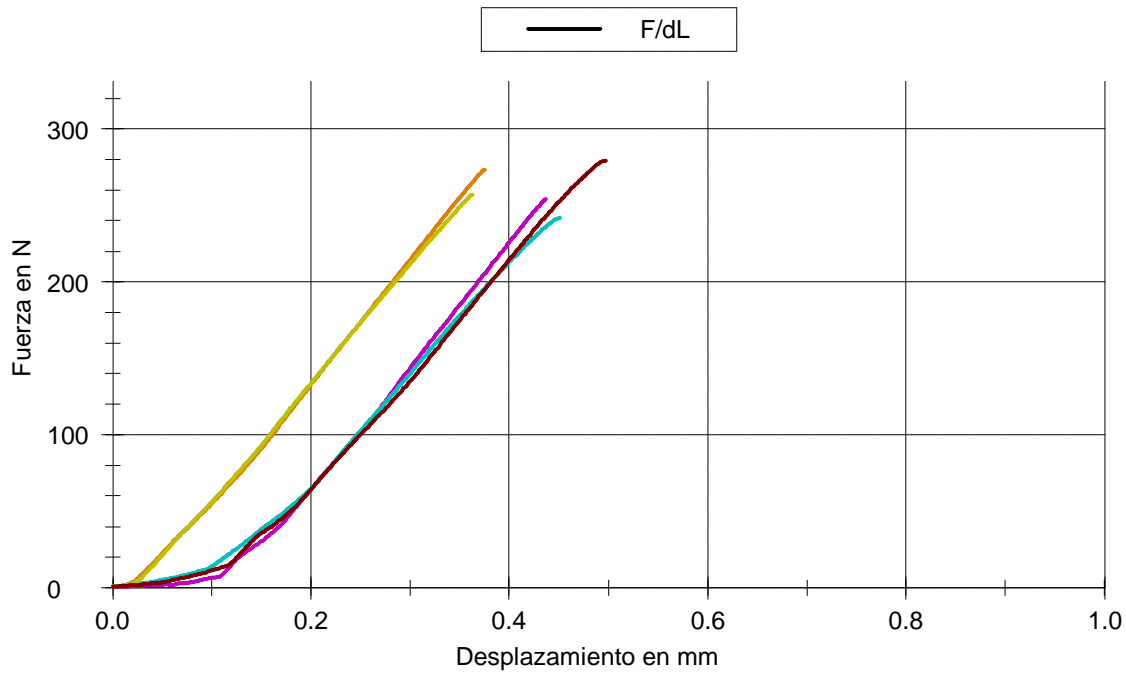
Gráfica curvas Pilar 1º/1:



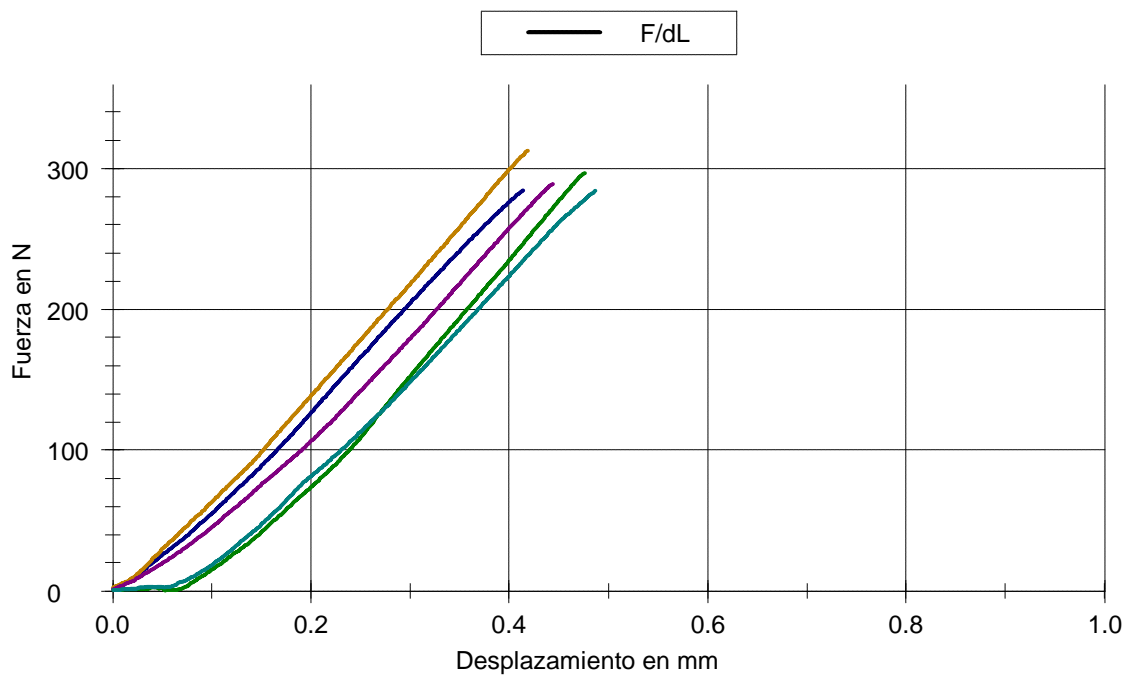
Gráfica curvas Pilar 1º/2:



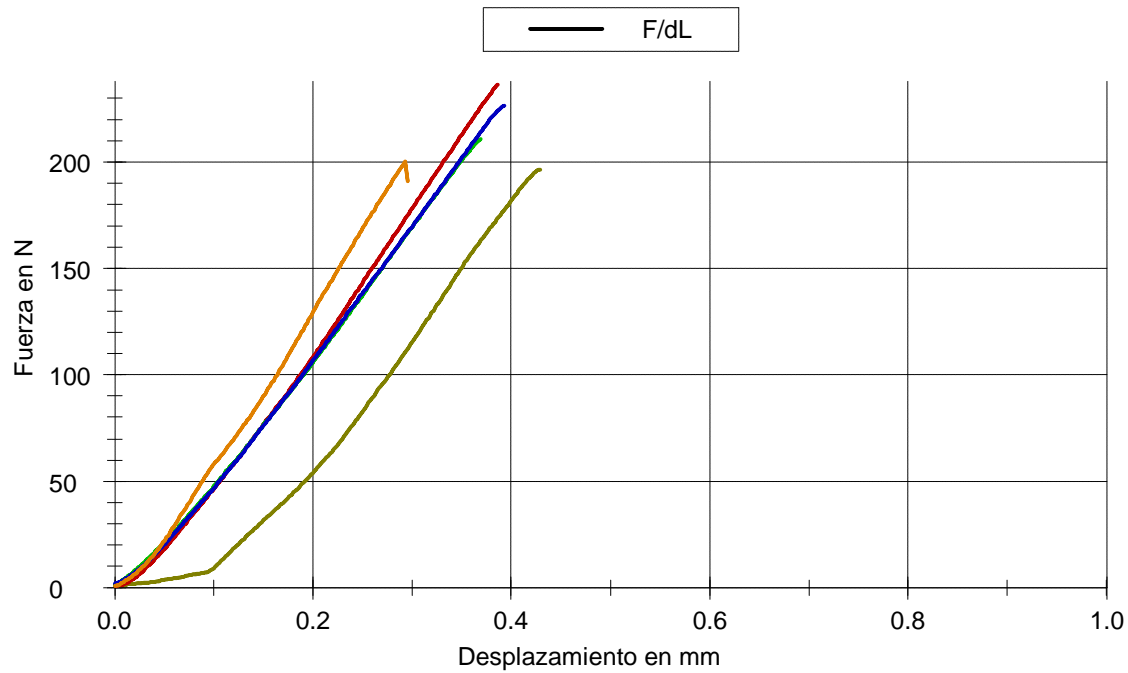
Gráfica curvas Pilar 1º/3:



Gráfica curvas Pilar 1º/4:



### Gráfica curvas Pilar 1º/5:



### Tabla estadística Pilar 8º/1:

Pilar 8º/1 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	19,8	19,8
s	4,00	4,00
v	20,21	20,21

### Tabla estadística Pilar 8º/2:

Pilar 8º/2 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	25,0	25,0
s	4,79	4,79
v	19,18	19,18

### Tabla estadística Pilar 8º/3:

Pilar 8º/3 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	19,2	19,2
s	1,20	1,20
v	6,27	6,27

### Tabla estadística Pilar 8º/4:

Pilar 8º/4 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	20,0	20,0
s	4,30	4,33
v	21,52	21,67

### Tabla estadística Pilar 8º/5:

Pilar 8º/5 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	21,2	21,2
s	2,78	2,78
v	13,11	13,11

### Tabla estadística Pilar 7º/1:

Pilar 7º/1 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	30,6	30,6
s	5,41	5,41
v	17,71	17,71

### Tabla estadística Pilar 7º/2:

Pilar 7º/2 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	23,2	23,1
s	2,10	2,18
v	9,05	9,46

### Tabla estadística Pilar 7º/3:

Pilar 7º/3 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	26,3	26,3
s	3,01	3,01
v	11,44	11,44

### Tabla estadística Pilar 7º/4:

Pilar 7º/4 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	29,7	29,6
s	3,78	3,70
v	12,74	12,50

### Tabla estadística Pilar 7º/5:

Pilar 7º/5 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	32,3	32,2
s	5,11	5,15
v	15,84	16,00

### Tabla estadística Pilar 6º/1:

Pilar 6º/1 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	37,8	37,8
s	6,12	6,12
v	16,18	16,18

### Tabla estadística Pilar 6º/2:

Pilar 6º/2 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	33,6	33,3
s	4,21	4,48
v	12,54	13,44

### Tabla estadística Pilar 6º/3:

Pilar 6º/3 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	45,9	45,9
s	6,10	6,10
v	13,27	13,27

### Tabla estadística Pilar 6º/4:

Pilar 6º/4 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	42,6	42,6
s	9,33	9,34
v	21,89	21,90

### Tabla estadística Pilar 6º/5:

Pilar 6º/5 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	42,3	41,6
s	9,41	9,63
v	22,25	23,14

### Tabla estadística Pilar 5º/1:

Pilar 5º/1 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	65,3	64,9
s	7,23	7,28
v	11,07	11,22

### Tabla estadística Pilar 5º/2:

Pilar 5º/2 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	60,9	60,9
s	4,78	4,78
v	7,85	7,85

### Tabla estadística Pilar 5º/3:

Pilar 5º/3 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	72,5	71,1
s	9,35	11,4
v	12,91	15,96

### Tabla estadística Pilar 5º/4:

Pilar 5º/4 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	69,4	69,4
s	10,1	10,1
v	14,55	14,54

### Tabla estadística Pilar 5º/5:

Pilar 5º/5 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	63,8	63,2
s	5,78	5,54
v	9,07	8,78

### Tabla estadística Pilar 4º/1:

Pilar 4º/1 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	57,2	57,0
s	2,16	2,05
v	3,77	3,59

### Tabla estadística Pilar 4º/2:

Pilar 4º/2 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	65,2	65,2
s	10,6	10,6
v	16,21	16,22



### Tabla estadística Pilar 4º/3:

Pilar 4º/3 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	73,0	73,0
s	12,0	12,0
v	16,45	16,45

### Tabla estadística Pilar 4º/4:

Pilar 4º/4 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	75,6	75,0
s	9,14	9,96
v	12,10	13,28

### Tabla estadística Pilar 4º/5:

Pilar 4º/5 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	79,8	79,8
s	9,02	9,05
v	11,31	11,34

### Tabla estadística Pilar 3º/1:

Pilar 3º/1 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	112	112
s	12,0	12,2
v	10,74	10,94

### Tabla estadística Pilar 3º/2:

Pilar 3º/2 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	104	103
s	10,9	11,4
v	10,49	11,05

### Tabla estadística Pilar 3º/3:

Pilar 3º/3 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	93,6	93,6
s	10,5	10,5
v	11,19	11,19

### Tabla estadística Pilar 3º/4:

Pilar 3º/4 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	99,7	99,6
s	4,25	4,30
v	4,27	4,31

### Tabla estadística Pilar 3º/5:

Pilar 3º/5 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	106	106
s	7,93	7,58
v	7,50	7,18

### Tabla estadística Pilar 2º/1:

Pilar 2º/1 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	139	139
s	17,2	17,2
v	12,41	12,41

### Tabla estadística Pilar 2º/2:

Pilar 2º/2 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	166	166
s	16,9	16,9
v	10,14	10,14

### Tabla estadística Pilar 2º/3:

Pilar 2º/3 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	146	146
s	11,4	11,4
v	7,84	7,84

### Tabla estadística Pilar 2º/4:

Pilar 2º/4 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	160	159
s	15,8	16,8
v	9,90	10,55

### Tabla estadística Pilar 2º/5:

Pilar 2º/5 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	161	161
s	25,0	25,0
v	15,53	15,53

### Tabla estadística Pilar 1º/1:

Pilar 1º/1 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	199	199
s	23,3	23,3
v	11,74	11,74

### Tabla estadística Pilar 1º/2:

Pilar 1º/2 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	201	197
s	9,54	6,29
v	4,76	3,19

### Tabla estadística Pilar 1º/3:

Pilar 1º/3 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	261	261
s	15,1	15,0
v	5,76	5,75

### Tabla estadística Pilar 1º/4:

Pilar 1º/4 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	293	293
s	12,0	12,0
v	4,08	4,08

### Tabla estadística Pilar 1º/5:

Pilar 1º/5 n = 5	F <sub>max</sub> N	F <sub>Rotura</sub> N
$\bar{x}$	214	212
s	17,1	19,3
v	7,99	9,11



$$Conicidad = 9,455 - 0,098 \times F\{Io\ max\} + 0,0004 \times F\{Io\ max\} - 5,4 \times 10^{-7} \times F\{Io\ max\}$$

F max promedio      **Conicidad pronosticada**

261	1,1
293,4	0,9
154,2	1,7
93,44	3,3
103,21	2,9
112,04	2,7
61,23	4,8
76,12	4,0
66,36	4,5
40,46	6,1
23,16	7,4
28	7,0
31,4	6,7
21,02	7,6

$$F\{Io\ max\} = 322,235 \times e^{-0,352 \times Conicidad}$$

Conicidad      **F max promedio pronosticado**

1º	226,63
2º	159,39
3º	112,10
4º	78,84
5º	55,45
6º	39,00
7º	27,43
8º	19,29







**LA COMISIÓN DE INVESTIGACIÓN de esta Universidad Complutense**, en su reunión de fecha 14-4-2010 de conformidad con el artículo 83 de la Ley Orgánica de Universidades, con los artículos 173, 174, 175 y 176 de los Estatutos de la UCM, aprobados por Decreto 58/2003 de 8 de Mayo de Consejo de Gobierno, ha acordado informar **favorablemente** la celebración del Contrato de Investigación y la correspondiente **Compatibilidad** entre el Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología, **D. Jaime del Río Highsmith (como Investigador principal)**, de la Universidad Complutense de Madrid y Internacionanl Dental 2007, S.L., titulado: **"Estudio del diseño de pilar ideal en estructuras telescópicas sobre implantes realizadas mediante sistemas CAD/CAM para conseguir una retención funcional clínicamente reversible"**, cuyo Investigador Principal es el Profesor D. Jaime del Río Highsmith.

Madrid, a 20 de abril de 2010

**LA VICERRECTORA DE INVESTIGACIÓN  
Y POLÍTICA CIENTÍFICA**

Fdo.: Carmen Acebal Sarabia

**D. JAIME DEL RÍO HIGHSMITH**





UNIVERSIDAD COMPLUTENSE  
MADRID

En Madrid, a 24 de Abril de 2011

#### REUNIDOS:

De una parte, **D. George Ernest Cabanas**, Director de Internacional Dental 2007, S.L., con D.N.I. nº X-1914705-R y domicilio en Calle Juan de la Cierva, 66, Polígono Industrial Valdearenal Norte, 28939 Arroyomolinos (Madrid), C.I.F. B85089803 en virtud de escritura de poder notarial autorizada el día 4 de marzo de 2010 por D. Mariano Jesús Mato Martínez.

De otra parte, la **Excma. Sra. Dña. Carmen Acebal Sarabia**, Vicerrectora de Investigación y Política Científica de la Universidad Complutense de Madrid, nombrada por Decreto Rectoral 29/2007, de 7 de Junio, y en virtud de lo que establece el Artículo 67.2 del Decreto 58/2003, de 8 de Mayo, del Consejo de Gobierno de la Comunidad de Madrid, por el que se aprueban los Estatutos de la Universidad Complutense de Madrid (BOCM de 28 de Mayo de 2003), y de las competencias que le han sido delegadas por Decreto Rectoral 52/2007 de 2 de Julio de 2007, de la Universidad Complutense de Madrid, sobre delegación de competencias en diversos órganos unipersonales de esta Universidad (BOUC número 7, de 6 de Julio de 2007), CIF Q-2818014 I, con domicilio en Avenida de Séneca número 2, 28040 Madrid.

#### EXPONEN:

- 1º.- Que Internacional Dental 2007, S.L., está interesada en la realización de una investigación sobre *"Estudio del diseño de pilar ideal en estructuras telescópicas sobre implantes realizadas mediante sistemas CAD/CAM para conseguir una retención funcional clínicamente reversible"* por parte del Equipo Investigador que dirige el Profesor D. Jaime del Río Highsmith del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la UCM.
- 2º.- Que el Equipo Investigador antes mencionado, está dispuesto a realizar a favor de Internacional Dental 2007, S.L., la Investigación en la que ésta, está interesada.

En su virtud, ambas partes reconociéndose plena capacidad desean celebrar el presente contrato previsto en el Artículo 83 de la Ley Orgánica de Universidades que regula la compatibilidad de los Profesores Universitarios con trabajos y proyectos de carácter científico, y en los artículos 173, 174, 175 y 176 de los Estatutos de la UCM, aprobados por Decreto 58/2003 de 8 de Mayo de Consejo de Gobierno.

#### ACUERDAN:

##### PRIMERO.- OBLIGACIÓN DEL EQUIPO INVESTIGADOR

El Equipo Investigador, en los términos que se expresan en el presente contrato, se obliga a realizar para Internacional Dental 2007, S.L., una investigación sobre *"Estudio del diseño de pilar ideal en estructuras telescópicas sobre implantes realizadas mediante sistemas CAD/CAM para conseguir una retención funcional clínicamente reversible"*.

##### SEGUNDO.- DEFINICIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

La investigación pretende estudiar el diseño de las estructuras primarias (pilar) y secundarias (estructura implantosoportada) de coronas telescópicas sobre implantes realizadas mediante los actuales sistemas CAD/CAM. Para ello se estudiará la altura, el ángulo de cono y el espacio oclusal entre ambas estructuras y se analizará la retención producida entre ellas simulando un medio oral. El fin que se persigue es encontrar una prótesis sobre implantes de características de una cementada, pero con la facilidad para retirarla de una atornillada.

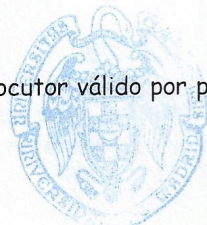
##### TERCERO.- PLAZO PARA LA REALIZACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

La duración prevista para el desarrollo del proyecto es de 18 meses a partir de la fecha del presente contrato, pudiendo renovarse de mutuo acuerdo si ambas partes consideran oportuna su prosecución.

##### CUARTO.- RESPONSABILIDAD DEL EQUIPO INVESTIGADOR

El responsable del trabajo por parte de la UCM, será D. Jaime del Río Highsmith, que tendrá como interlocutor válido por parte de la Empresa, a D. George Ernest Cabanas.

El Equipo Investigador emitirá un informe final estableciendo las conclusiones a que se llegue en el mismo.







UNIVERSIDAD COMPLUTENSE  
MADRID

#### QUINTO.- OBLIGACIÓN DE PAGO DE LA EMPRESA

Internacional Dental 2007, S.L., se obliga a pagar por la investigación contratada la cantidad de nueve mil (9.000) Euros, más IVA. El abono de estas cantidades se realizará de la forma siguiente:

- al inicio de la investigación.

Dicho pagos se podrá hacer efectivo en cualquiera de las siguientes entidades:

→ Banco Santander Central-Hispano, Avenida Complutense, s/n, 28040 Madrid. Nombre de la cuenta: Fundación General de la Universidad Complutense de Madrid (investigación):

Nº Banco 0049	Sucursal 2196	D.C. 07	c/c nº 14101117-20
---------------	---------------	---------	--------------------

→ Caja Madrid, C/ Donoso Cortés nº 80, 28015 Madrid. Nombre de la cuenta: Fundación General de la Universidad Complutense de Madrid (investigación):

Nº Banco 2038	Sucursal 1735	D.C. 98	C/c nº 6000401547
---------------	---------------	---------	-------------------

#### SEXTO.- OBLIGACIÓN DE SECRETO

Los datos e informes obtenidos durante la realización de los proyectos conjuntos, así como los resultados finales, tendrán carácter confidencial.

#### SÉPTIMO.- TITULARIDAD DE LOS DERECHOS SOBRE LOS RESULTADOS DE LA INVESTIGACIÓN

Se pacta expresamente que todos los derechos de propiedad industrial derivados de las patentes de invención, know-how y tecnología, en general, que se desarrollen durante la ejecución del proyecto pertenecerán exclusivamente a Internacional Dental 2007, S.L., como único titular de los mismos.

Internacional Dental 2007, S.L., podrá explotar libremente los resultados, patentables o no, que tuvieran su origen en el proyecto de investigación a que se refiere este contrato. Asimismo, podrá conceder licencias de explotación para terceros, y de cuya concesión dará cuenta a la UCM. En contrapartida, y en este caso Internacional Dental 2007, S.L., deberá satisfacer una regalía, correspondiente al 10% del derecho de licencia a tercero. La forma de pago se establecerá en cada caso particular.

En el caso de la explotación de los resultados por Internacional Dental 2007, S.L., a sus licenciatarios, Internacional Dental 2007, S.L., asumirá todas las responsabilidades a que hubiere lugar por uso o garantías dadas a sus clientes. En este caso la UCM no asume ninguna responsabilidad frente a terceros y es ajena a los litigios sobre patentes y a los derivados de la fabricación y explotación comercial de los resultados de la investigación, si bien sus investigadores deberán dar el debido soporte técnico para la defensa de las mismas.

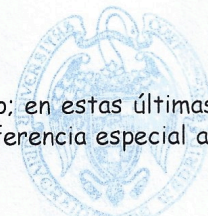
Internacional Dental 2007, S.L., se responsabiliza a defender los derechos de propiedad intelectual de la Universidad Complutense de Madrid frente a terceros.

#### OCTAVO.- PUBLICIDAD DE LOS RESULTADOS

Cuando una de las dos partes desee utilizar los resultados parciales o finales, en parte o en su totalidad, para su publicación como artículo, conferencia, etc. deberá solicitar la conformidad de la otra parte por escrito. La otra parte deberá responder en un plazo máximo de 45 días, comunicando su autorización sus reservas o disconformidad. Transcurrido dicho plazo sin obtener respuesta, se entenderá que el silencio es la tácita autorización para su difusión. Las partes deberán prestar especial atención a la posible pérdida de la "novedad" para la patentabilidad de los resultados.

#### NOVENO.- DERECHO MORAL DE LOS INVESTIGADORES

Tanto en las publicaciones como en las patentes, se respetará siempre la mención a los autores del trabajo; en estas últimas figurarán en calidad de inventores. En cualquiera de los casos de difusión de resultados se hará siempre referencia especial al presente contrato.







UNIVERSIDAD COMPLUTENSE  
MADRID

#### DÉCIMO.- AUTORIZACIÓN DE LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE

La eficacia del presente contrato queda supeditada a la obtención de la autorización prevista en la Normativa para contratar con entidades públicas y privadas, o con personas físicas, la realización de trabajos de carácter científico, técnico o artístico, que desarrolla el artículo 83 de la Ley Orgánica de Universidades.

#### UNDÉCIMO.- COMPONENTES DEL EQUIPO INVESTIGADOR

- Prof. Jaime del Río Highsmith

#### DUODÉCIMO.- OBLIGACIONES DE COLABORACIÓN

Internacional Dental 2007, S.L., y el Equipo Investigador del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid, colaborarán en todo momento de acuerdo con los principios de buena fe y eficacia para que la investigación pueda ser realizada con éxito.

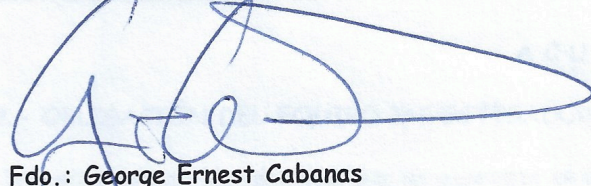
#### DECIMOTERCERO.- PROTECCIÓN DE DATOS

Los datos personales que se recogen en el presente contrato, serán incorporados a los ficheros de datos responsabilidad de las parte firmantes, a los efectos de llevar a buen fin el presente acuerdo. Ambas partes se comprometen a tratar los mismos conforme a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

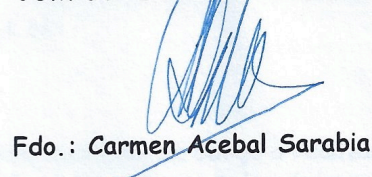
Los titulares de los datos podrán ejercer sus derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición en la dirección indicada en el presente documento a efectos de notificaciones.

Y para que conste a los efectos oportunos, en prueba de conformidad, las partes firman el presente documento, por triplicado y a un solo efecto, en el lugar y fecha ut supra.

POR LA EMPRESA

  
Fdo.: George Ernest Cabanas

POR LA UNIVERSIDAD  
COMPLUTENSE DE MADRID

  
Fdo.: Carmen Acebal Sarabia

CONFORME INVESTIGADOR PRINCIPAL. UCM

  
Fdo.: Jaime del Río Highsmith

